

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Biomechanika - Implantáty v traumatologii a ortopedii

Biomechanics - Implants in the Traumatology and Orthopaedics

Student:

Bc. Kateřina Šimečková

Vedoucí diplomové práce:

doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Ostrava 2018

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Kateřina Šimečková

Studijní program:

N2301 Strojní inženýrství

Studijní obor:

3901T003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Biomechanika - Implantáty v traumatologii a ortopedii
Biomechanics - Implants in the traumatology and Orthopaedics

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

V rámci spolupráce VŠB - TU Ostrava s Fakultní nemocnicí Ostrava a společností MEDIN, a.s., proveďte biomechanické posouzení implantátů pro osteosyntézu zlomenin.

1. Rešerše problematiky.
2. Rozbor zatížení a zlomenin.
3. Napětově-deformační analýzy a posudek spolehlivosti zvolených implantátů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] Dílčí zprávy projektu TA03010804 (osteosyntéza zlomenin nohy a ruky).
- [2] Výrobní dokumentace produktů MEDIN, a.s.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.**

Datum zadání: 08.12.2017

Datum odevzdání: 21.05.2018


Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry

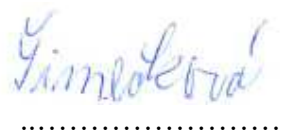



doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedla jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 20. 5. 2018



.....

Podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byla seznámena s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- беру на вѣдомі, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- беру на вѣдомі, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě 20. 5. 2018



.....
podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Kateřina Šimečková

Adresa trvalého pobytu autora práce:

R. Tomáška 545, Studénka

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu své diplomové práce doc. Ing. Karlu Frydrýškovi Ph.D. za odborné vedení, věnovaný čas a cenné rady při tvorbě této práce. Mé poděkování patří také Ing. Vojtěchovi Bajtkovi za možnost podílení se na experimentu, týkajícího se jeho dizertační práce.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

ŠIMEČKOVÁ, K. *Biomechanika - Implantáty v traumatologii a ortopedii*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky, 2018, 71 stran, vedoucí práce: Doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D., ING-PAED IGIP.

Diplomová práce je převážně zaměřena na osteosyntézu 5. metatarsu. V teoretické části je proveden rozbor anatomie člověka se zaměřením na dolní končetinu, analýza typů zlomenin a způsobů jejich léčby, zejména jsou diskutovány jednotlivé druhy osteosyntézy těchto zlomenin. Dále jsou popsány různé možnosti osteosyntézy 5. metatarsu. V praktické části je provedena pevnostní analýza a její zpřesnění pro vybraný implantát, konkrétně populární bezhlavičkový (Herbertův) šroub. Pevnostní analýza se skládá z analytických (deterministických) a stochastických (pravděpodobnostní posudek spolehlivosti implantátu) výpočtů. Dále je proveden nový experiment, který je zaměřen na zjištění sil, působících na implantát v kosti. Výsledky z experimentu, analytických a stochastických výpočtů jsou porovnány a vykazují dobrou shodu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Biomechanika, osteosyntéza, bezhlavičkový (Herbertův) šroub, napětově-deformační analýza, SBRA, pravděpodobnostní posudek spolehlivosti, experiment, kompresní síla

ANNOTATION OF DIPLOMA THESIS

ŠIMEČKOVÁ, K. *Biomechanics - Implants in the Traumatology and Orthopaedics*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava. Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics, 2018, 71 pages, thesis head: Assoc. Prof. M.Sc. Karel Frydryšek, Ph.D., ING-PAED IGIP.

This diploma thesis is focused on the osteosynthesis of 5th metatarsal bone. In the theoretical part, the human anatomy focused on a leg, analysis of types of fractures and methods of their treatment are described, mainly the individual types of osteosynthesis of these fractures are discussed. Then various possibilities of osteosynthesis of 5th metatarsal are described. In the practical part the stress-strain analysis with its refinement of the

selected implant, specifically the Herbert screw is performed. Analysis consists of analytical (deterministic) and stochastic (the implant's reliability assessment) calculations. In addition, a new experiment is accomplished which is aimed at detecting the forces acting on the implant in the bone. The results from the experimental, analytical and stochastic calculations are compared and they are in a good agreement.

KEY WORDS

Biomechanics, osteosynthesis, headless (Herbert) screw, stress-strain analysis, SBRA, probability assessment of reliability, experiment, compressional force

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů.....	10
1 Úvod	12
2 Anatomie	14
2.1 Stavba kosti	14
2.2 Zatížení kosti.....	16
2.3 Kosterní soustava	16
2.4 5. metatars	17
3 Zlomeniny.....	19
3.1 Typy zlomenin	19
3.2 Klasifikace zlomenin dle AO	20
3.3 Možnosti léčby zlomenin	21
3.4 Osteosyntéza	21
4 Zlomeniny 5. metatarsu	24
4.1 Typy zlomenin 5. metatarsu	24
4.2 Osteosyntéza 5. metatarsu	25
4.3 Operační postup zavedení bezhlavičkového šroubu	26
5 Stav řešené problematiky	28
6 Napěťově-deformační analýza bezhlavičkového šroubu	30
6.1 Analytický výpočet	30
6.2 Pravděpodobnostní výpočet	37
7 Experiment	45
7.1 Použitá aparatura.....	45
7.2 Průběh experimentu	48
7.3 Výsledky experimentu	50
8 Srovnání výsledků	58

9	Poznatky k dalšímu rozvoji	63
10	Závěr	65
11	Seznam použitých pramenů	67

Seznam použitých zkratek a symbolů

Značení	Popis veličiny	Jednotka
AO	Arbeitsgemeinschaft für osteosynthesefragen	-
D _a	Střední průměr závitové části A	mm
D _b	Střední průměr závitové části B	mm
D _c	Vnější průměr části C	mm
D _{k1}	Průměr kosti 1	mm
D _{k2}	Průměr kosti 2	mm
E	Modul pružnosti v tahu	MPa
E _l	Modul pružnosti v tahu šroubu	MPa
E _k	Modul pružnosti v tahu kosti	MPa
F _s	Funkce spolehlivosti	1
LCP	Locking Compression Plates (úhlově stabilní dlahy)	-
L	Délka šroubu	mm
L _a	Délka závitové části A	mm
L _b	Délka závitové části B	mm
L _c	Délka části C	mm
L _{k1}	Délka kosti 1	mm
L _{k2}	Délka kosti 2	mm
N	Normálová síla	N
N _{celkem}	Počet všech stavů	1
N _f	Počet poruchových stavů	1
P _a	Stoupání závitů v závitové části A	mm
P _b	Stoupání závitů v závitové části B	mm
P _f	Pravděpodobnost poruchy	1
R	Funkce odolnosti konstrukce nebo strojní části	-
Re	Mez kluzu	MPa
Rm	Mez pevnosti	MPa
Rm _k	Mez pevnosti kosti	MPa
S	Funkce zatížení konstrukce nebo strojní části	-
S _a	Obsah plochy šroubu v části A	mm ²
S _b	Obsah plochy šroubu v části B	mm ²
S _c	Obsah plochy šroubu v části C	mm ²
S _{k1}	Obsah plochy kosti 1 v závitové části A	mm ²
S _{k2}	Obsah plochy kosti 2 ve střední části	mm ²
S _{k3}	Obsah plochy kosti 2 v závitové části B	mm ²
SBRA	Simulation-Based Reliability Assessment	-

Ti4,0/1,4x30/7	Výrobní označení Herbertova šroubu	-
Ti-6Al-4V	Slitina titanu (materiál šroubu)	-
a	Pomocný vztah	$\frac{\text{mm}}{N}$
a ₁	Pomocný vztah pro kost 1	$\frac{\text{mm}}{N}$
a ₂	Pomocný vztah pro kost 2	$\frac{\text{mm}}{N}$
a ₃	Pomocný vztah pro šroub	$\frac{\text{mm}}{N}$
a _s	korekce na reálný snímač a reálnou kost	$\frac{\text{mm}}{N}$
d	Vnitřní průměr Herbertova šroubu	mm
g	Gravitační zrychlení	$\frac{\text{m}}{\text{s}^2}$
k	Citlivost snímače	$\frac{V}{\bar{V}}$
l ₀	Původní délka	mm
m	Hmotnost	kg
n	Počet otáček utažení šroubu	1
n _{red}	Redukovaný počet otáček utažení šroubu	1
Δ	Vzájemné posunutí kosti 1 ke kosti 2	mm
Δ_1	Změna délky 1. fragmentu kosti	mm
Δ_2	Změna délky 2. fragmentu kosti	mm
Δ_3	Změna délky šroubu	mm
Δ_s	Posunutí vnitřního válce snímače	mm
Δl	Změna délky	mm
ε	Poměrná podélná deformace	1
ε_1	Poměrná deformace pro kost 1	1
ε_2	Poměrná deformace pro kost 2	1
ε_3	Poměrná deformace pro šroub	1
ε_{3skut}	Skutečná deformace pro šroub	1
λ	Koeficient prodlevy utažení šroubu	1
σ	Napětí	MPa
σ_1	Napětí v kosti 1	MPa
σ_2	Napětí v kosti 2	MPa
σ_3	Napětí ve šroubu	MPa
σ_{3skut}	Skutečné napětí ve šroubu	MPa
σ_{\max}	Maximální napětí ve šroubu	MPa

1 Úvod

Biomechanika je atraktivním tématem zejména díky neustálé snaze o zdokonalování péče o pacienty. Tato diplomová práce se zabývá biomechanikou a implantáty v traumatologii a ortopedii, konkrétně je vybrán implantát k fixaci fraktury 5. metatarsu, je provedena jeho pevnostní analýza a posouzena jeho spolehlivost pro aplikaci v lékařské praxi.

V první části je teoreticky prozkoumána anatomie člověka, se zaměřením na stavbu kostí a kosterní soustavu, zejména kosti nohy a 5. metatars. Dále je proveden rozbor zatížení kostí, typů zlomenin a způsobů jejich léčby. Pozornost je věnována především chirurgickému způsobu léčby, tedy možnostem osteosyntézy a jejich uplatnění při léčbě zlomeniny 5. metatarsu. Osteosyntéza je operativní způsob fixace zlomenin realizována spojením fragmentů kosti pomocí vnitřních implantátů (např. šrouby, dlahy, hřeby, dráty) nebo vnějších implantátů (zevní fixátory). Na obr. 1 je zobrazena fixace zlomeniny 5. metatarsu šroubem.



Obrázek 1 Fixace zlomeniny 5. metatarsu šroubem [44]

Další částí je část praktická, ve které je provedena napětově-deformační analýza a její zpřesnění pro vybraný fixační implantát, konkrétně bezhlavičkový (Herbertův) šroub. Fixace zlomeniny Herbertovým šroubem je realizována díky rozdílnému stoupání závitů v krajních závitových částech, což vede k přitažení fragmentů kosti k sobě a následnému

zhojení. Stojí za zmínku, že z technického hlediska se jedná spíše o vrut, ovšem mezi lékaři je dlouhodobě užíván termín šroub, proto je tento termín používán také v této práci.

Nejprve je proveden analytický (deterministický) výpočet, při kterém jsou zjištěny normálová síla, napětí ve šroubu a fragmentech kosti a změny délky jednotlivých částí. Tento výpočet je proveden pro hodnoty utažení Herbertova šroubu o 0,25 až 3,5 otáčky.

Na analytický výpočet jsou následně aplikovány pravděpodobnostní metody. Stochastický, neboli pravděpodobnostní, výpočet je proveden metodou SBRA, která je založena na přímé matematické metodě Monte Carlo. Stochastický výpočet díky velkému množství kroků zohledňuje náhodný charakter vstupních veličin, které jsou zadány histogramy, a tedy respektuje jejich reálnou variabilitu. Výsledkem výpočtu jsou histogramy výstupních veličin, které zobrazují, s jakou pravděpodobností mohou jednotlivé výsledné hodnoty těchto veličin nastat. V této části je také proveden pravděpodobnostní posudek spolehlivosti Herbertova šroubu.

Výsledky těchto výpočtů jsou dále ověřeny experimentem, ve kterém jsou změřeny normálové kompresní síly působící na šroub. K experimentu je využit snímač tlakové síly s otvorem, který je vložen mezi 2 fragmenty vepřové kosti. Tyto fragmenty jsou zafixovány pomocí Herbertova šroubu od firmy Medin, a.s. a je zjištěn průběh normálové síly, napětí v obou fragmentech kosti a ve šroubu v závislosti na počtu otáček utažení šroubu. Na závěr jsou výsledné hodnoty z jednotlivých metod porovnány.

Práce je zakončena přehledem poznatků pro další rozvoj, které by vedly ke zpřesnění a potvrzení získaných výsledků.

2 Anatomie

Anatomie je věda zabývající se stavbou organismů a vzájemnými vztahy mezi jejich jednotlivými částmi. Slovo anatomie pochází z řečtiny, kde anatemnein znamená rozřezávat. K poznávání lidského těla používá tato věda různých technik, jako jsou zobrazovací techniky (rentgenové paprsky, ultrazvukové zobrazování, magnetická nukleární rezonance), či rozbor těla při pitvě. Anatomii je možné rozdělit na makroskopickou a mikroskopickou. V makroskopické anatomii popisujeme objekt zájmu po prozkoumání prostým okem, kdežto v mikroskopické anatomii je k popisu zapotřebí použití mikroskopu. [1] [2]

V anatomii rozlišujeme několik základních směrů. V této práci jsou převážně užity 2 z nich, tedy:

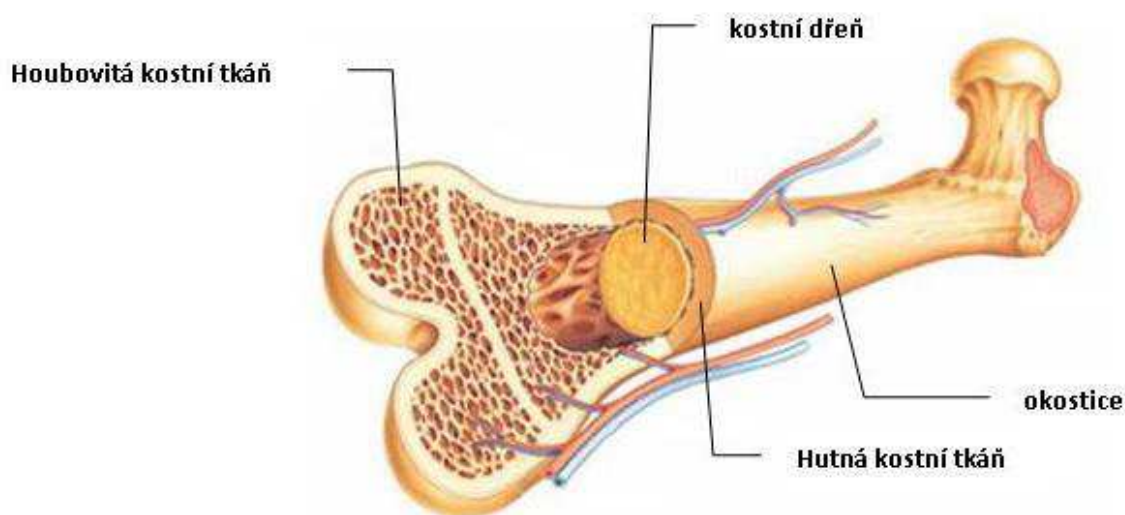
- a) proximální – blíže k trupu nebo k místu připojení údu k trupu
- b) distální – dále od středu těla nebo od místa připojení údu k trupu [2]

2.1 Stavba kosti

Kostní tkáň je pojivová tkáň zaměřená na podpůrnou a ochrannou funkci těla, skládající se z buněk a mezibuněčné hmoty. Na stavbě kosti se podílejí převážně 2 typy kostní tkáně:

- a) hutná kostní tkáň (substantia compacta) – tvoří převážně povrch kostí
- b) houbovitá kostní tkáň (substantia spongiosa) – vyskytuje se uvnitř kostí a je složena z trámců, cév, atp.

Zevní povrch kosti je kryt vazivovým obalem nazývaným okostice (periosteum), která kost nepokrývá pouze v místech, ve kterých jsou na ni upnuty svaly a na kloubních koncích. Okostice tvoří na kosti pevnou, vazivovou tkáň a ke kosti je připevněna pomocí kolagenních Sharpeyových vláken, která pronikají hluboko do kosti. Další významnou částí kosti je kostní dřev (medulla ossium), vyskytující se v prostorech mezi trámci houbovité kostní tkáně. Kostní dřev je měkká tkáň, jejíž hlavní funkcí je krevetvorba a výživa kosti. Dělíme ji na červenou kostní dřev, žlutou kostní dřev a šedou kostní dřev. Stavba kosti je zobrazena na obrázku 2.1. [1] [2]

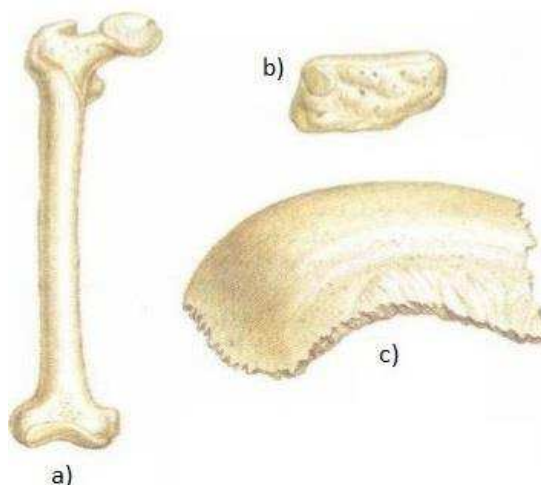


Obr. 2.1 Stavba kosti [4]

Kosti se v těle objevují v různých podobách, rozlišujících se velikostí a tvarem. Podle tvaru můžeme kosti rozdělit do 3 skupin:

- a) dlouhé kosti – protáhlý tvar, skládající se z těla a rozlišených kloubních úseků na obou koncích (např. kost pažní, kost stehenní)
- b) krátké kosti – všechny rozměry přibližně stejné, s nepravidelnými kloubními plochami (např. zápěstní kosti, obratle)
- c) ploché kosti – úzké a zploštělé, tvoří rozsáhlou plochu, na kterou je upnuto četné množství svalů (např. temenní kost, hrudní kost, lopatka) [1] [5]

Zbývající kosti, jež jsou buď kombinací těchto tvarů, nebo se těmto tvarům zcela vymykají, jsou nazývány kostmi nepravidelnými. Tvary kostí jsou zobrazeny na obrázku 2.2. [1]



Obr. 2.2 Tvary kostí (a-dlouhá kost, b-krátká kost, c-plochá kost) [1]

2.2 Zatížení kosti

Pevností lze kost přirovnat k mosazi, litině nebo kujnému železu. Dokáže odolat mechanickému napětí 100 až 200 MPa. Kostní tkáň je anizotropní materiál, tedy při působení vnějšího zatížení v různých směrech vykazuje různé mechanické vlastnosti. Obecně vykazují kosti největší pevnost při namáhání tlakem a nejméně odolávají namáhání krutem. V experimentech vychází pevnost zkoušené ekvivalentní umělé kosti větší než pevnost živé kosti, protože ta je namáhána také klidovým napětím svalstva. Kost ovlivněná patologickými jevy nebo stářím je schopna absorbovat menší množství deformační energie než kost zdravého jedince.

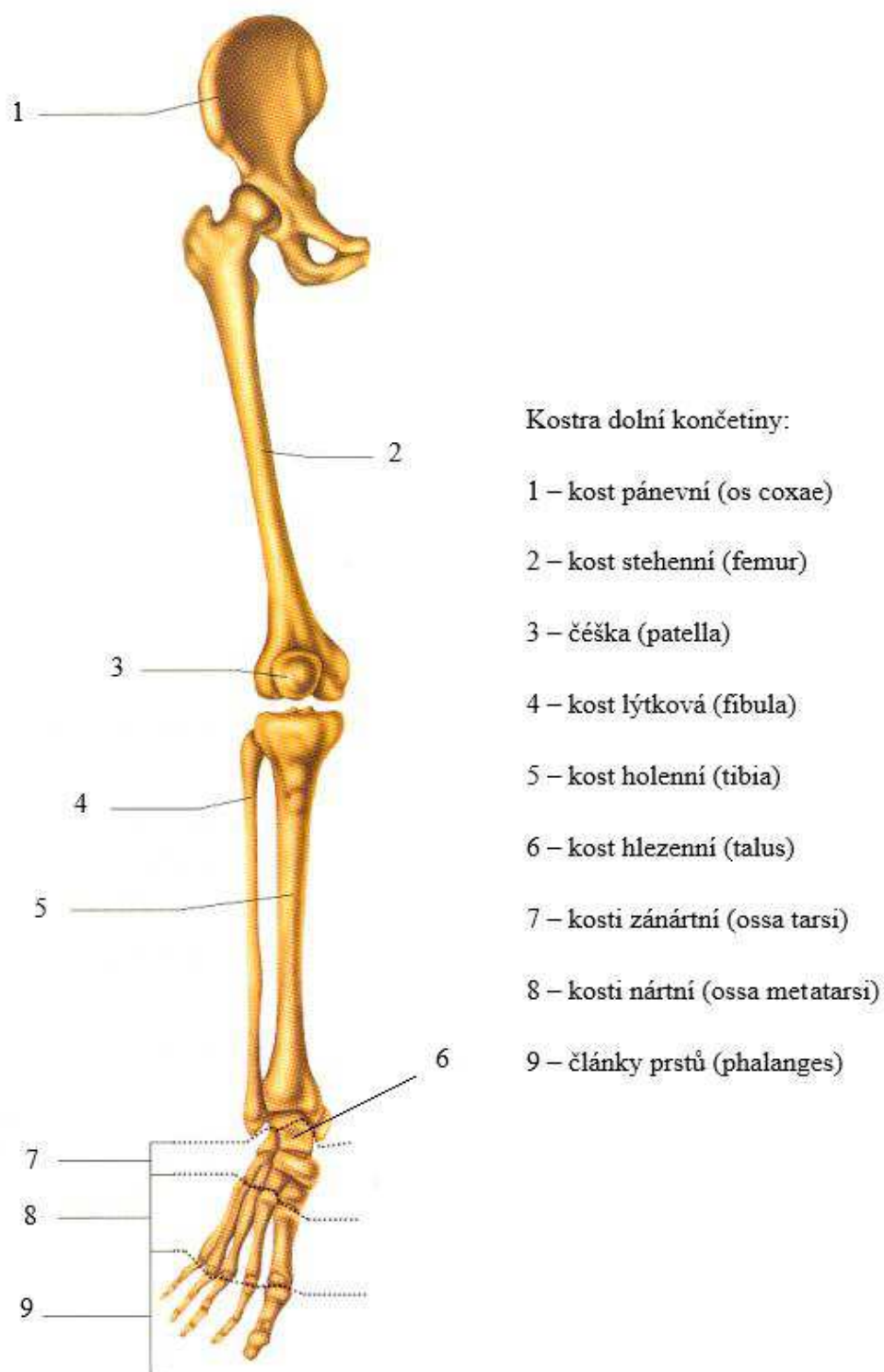
V průběhu života dochází v reakci na vnější zatížení k remodelaci kostí, čímž dochází k přizpůsobení kosti a zacelení poškození. Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou tedy kromě způsobu namáhání ovlivněny také historií zatěžování. Cyklické zatěžování přispívá ke vzniku únavových zlomenin. [40]

2.3 Kosterní soustava

Soubor kostí se nazývá kosterní soustava a vytváří pasivní pohybový aparát. Kosterní soustava je tvořena nejčastěji z 206 kostí a jejími funkcemi jsou například tvorba pevné opory těla a ochrana některých orgánů. [3]

Tato práce je zaměřena na kosti dolní končetiny, resp. nohy. Kostra dolní končetiny je popsána v následující části.

Pletenec dolní končetiny tvoří kost pánevní, která se v průběhu dětství skládá z kosti kyčelní, sedací a kosti stydké. Tyto 3 kosti v dospělosti srostou a tvoří jeden celek. Volná dolní končetina se skládá ze 3 částí – stehno, bérce a noha. Stehno je tvořeno kostí stehenní (femur), která je největší a nejsilnější kostí těla. Stehno a kosti bérce jsou spojeny česčkou (patella). Kosti bérce jsou kosti holenní (tibia) a lýtková (fibula). Poslední část volné dolní končetiny, noha, sestává z největšího množství kostí. Skládá se ze 7 tarsálních (zánártních) kostí, 5 metatarsálních (nártních) kostí a 14 článků prstů (phalanges). Kosti dolní končetiny jsou zobrazeny na obr. 2.3. [1] [2]



Obr. 2.3 Kosti dolní končetiny [6]

2.4 5. metatars

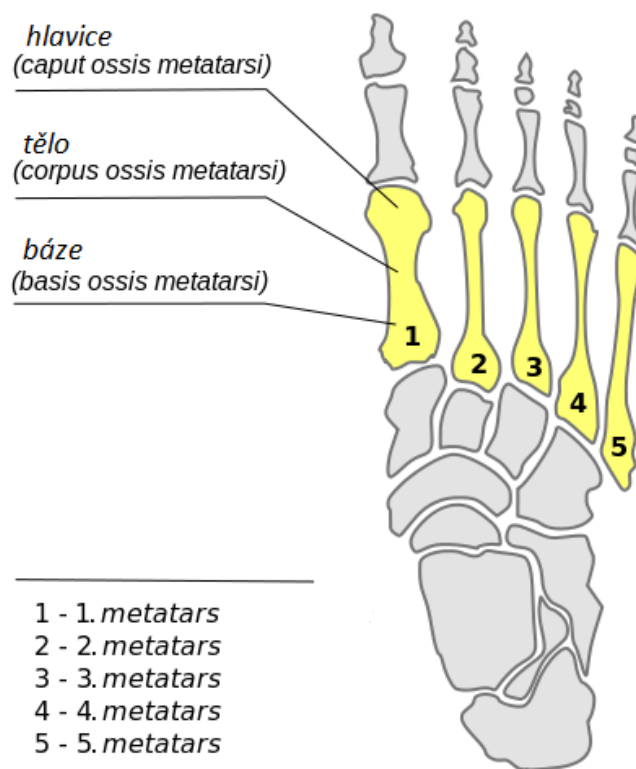
Na noze lze rozlišit 5 malých dlouhých metatarsálních (nártních) kostí, které jsou očíslovány číslicemi 1-5 laterálním směrem. Tyto kosti tedy nazýváme 1. až 5. metatars.

[2]

Metatarsální kosti jsou složeny ze 3 hlavních úseků, viz obr. 2.4:

- a) báze (basis)
- b) tělo (corpus)
- c) hlavice (caput)

Báze je širší proximální úsek, mající na každé z kostí rovnou plošku pro spojení s příslušnou tarsální kostí. Tělo je u 1. metatarsu mohutné a u zbývajících metatarsálních kostí štíhlé, distálně se zužující. Hlavice kosti se nachází v distální části nohy a napojují se na ni příslušné články prstů. [1]



Obr. 2.4 Nártní kosti [20]

3 Zlomeniny

Zlomeninou neboli frakturou je nazýván stav, při kterém dochází k narušení kontinuity kosti. Vzniká při překonání elastických schopností kostní tkáně. Vznik zlomeniny je podnícen mechanismem:

- a) přímým – síla působí přímo v místě zlomeniny
- b) nepřímým – zlomenina vzniká v místě vzdáleném od působení síly

Příznaky zlomenin lze rozdělit na:

- a) jisté – pozitivní RTG nález, patologická pohyblivost
- b) nejisté – otok, deformace, porucha funkce, hematoma [7] [8] [9]

3.1 Typy zlomenin

Zlomeniny kostí je možné rozdělit z různých hledisek:

1. podle charakteru lomu
 - a) úplné
 - b) neúplné
2. podle příčiny
 - a) úrazové – působením vnějšího násilí
 - b) únavové – vznikají při přetěžování
 - c) patologické – oslabení struktury kostí patologickým procesem (např. metastáze)
 - d) periprotetické – vznikají v blízkosti kostní náhrady
3. podle poruchy kožního krytu
 - a) otevřené – dochází k porušení kožního krytu
 - b) uzavřené – nedochází k porušení kožního krytu
4. podle lomné linie
 - a) příčné
 - b) šikmé
 - c) spirálovité
 - d) vertikální
 - e) tangenciální
 - f) avulzní – při úponech svalů
5. podle dislokace kostních úlomků
 - a) dislokované – úhlové, rotační, do strany, do délky

- b) nedislokované
- 6. podle mechanismu vzniku
 - a) kompresní
 - b) impresní
 - c) tahové
 - d) ohybové
- 7. podle počtu úlomků
 - a) dvouúlomkové
 - b) tříúlomkové
 - c) čtyřúlomkové
 - d) víceúlomkové (tříštivé) [7] [8] [9] [10]

3.2 Klasifikace zlomenin dle AO

Klasifikace dle AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen neboli Pracovního spolku pro otázky osteosyntézy) je mezinárodně uznávaná klasifikace, která má usnadnit orientaci v traumatologické praxi. Tato klasifikace udává informaci o typu, umístění a závažnosti zlomeniny. Při členění fraktur je vycházeno z RTG snímku a daná zlomenina je popsána čtyřmístným kódem. První číslice kódu udává anatomickou oblast zlomeniny, druhá číslice popisuje segment na poraněné kosti, třetí písmeno přispívá údajem o typu zlomeniny (např. u střední části dlouhých kostí značí A dvouúlomkovou zlomeninu, B tříúlomkovou zlomeninu a C tříštivou zlomeninu) a čtvrté číslo popisuje závažnost zlomeniny. Následující tabulka 3.1 upřesňuje význam jednotlivých částí kódu. [8]

Tab. 3.1 – Klasifikace dle AO [8]

Anatomická oblast zlomeniny	Segment na poraněné kosti	Typ zlomeniny	Závažnost zlomeniny
1 – humerus	1 – proximální část	A	1 – nejméně závažná
2 – předloktí	2 – diafýza	B	2 – středně závažná
3 – femur	3 – distální část	C	3 – nejvíce závažná
4 – bérec			
5 – páteř			
6 – pánev			
7 – ruka			
8 – noha			
9 – hlava			

Zatímco u zlomenin dlouhých kostí je tento systém značení již zaběhlý, pro zlomeniny metatarsů a obecně nohy ještě klasifikace není dostatečně rozšířená a propracovaná. Z tohoto důvodu je běžnější popis zlomenin metatarsů podle jejich lokalizace.

3.3 Možnosti léčby zlomenin

Zpravidla se rozlišují 2 přístupy k léčebnému postupu, konzervativní a chirurgický.

1. Konzervativní (neoperační) přístup

O konzervativní léčbu je snaha převážně u dětských zlomenin a také u méně komplikovaných zlomenin. [10]

Konzervativní léčbu lze rozdělit do několika etap:

- a) Repozice – aplikuje se ihned po úrazu a spočívá v nápravě zlomeniny tahem či protitahem
- b) Fixace – spočívá v zajištění fragmentů kosti ve správné pozici, lze provést měkkým obvazem (ortéza), tvrdým obvazem (sádra) nebo extenzí (náplast, svorka)
- c) Rehabilitace – po dlouhodobé imobilizaci kosti dochází k ochabnutí svalů a dále je nutná rehabilitace, při které je snaha o zpevnění svalů a opětovné zfunkčnění a zařazení končetiny do běžného života [12]

2. Chirurgický (operační) přístup

Operace je nutná v případě komplikovanějších zlomenin (otevřená zlomenina, větší dislokace, mnohočetné zlomeniny atd.), nitrokloubních zlomenin nebo například u pacientů s osteoporózou. Při operační léčbě dochází k fixaci zlomeniny metodou osteosyntézy. [10] [12]

3.4 Osteosyntéza

Osteosyntézou je nazýván operační přístup léčby zlomenin, při kterém jsou kostní fragmenty spojeny pomocí implantátů (např. šrouby, dlahy, svorky, dráty, atd.). Kostní fragmenty jsou fixovány tak, aby byl umožněn volný pohyb přilehlých kloubů a zároveň došlo k eliminaci svalových sil, namáhajících zlomeninu. Výhodou je, že dochází pouze k imobilizaci kosti, nikoli celé končetiny. Dochází tedy k menšímu oslabení svalů a také rehabilitace je možná dříve. Naopak nevýhodou je vyšší riziko zánětu v kosti.

V dnešní době je na vzestupu snaha o minimálně invazivní operační postupy, jednoznačnou výhodou tohoto přístupu je šetrnost k pacientovi.

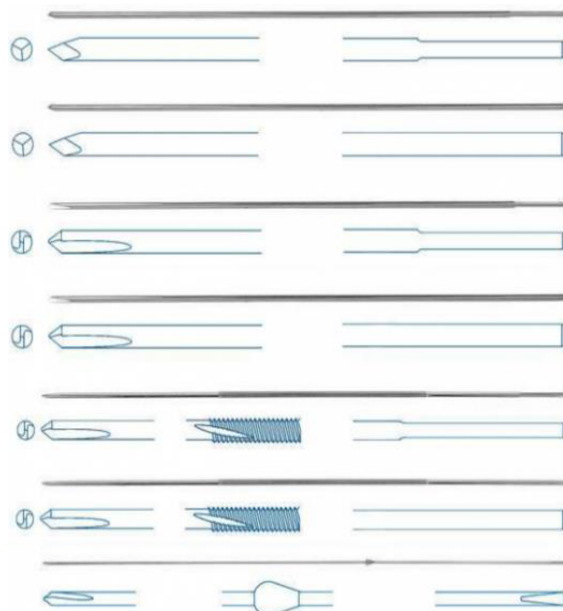
Pro osteosyntetický materiál platí, že by měl mít co nejnižší hmotnost a implantát by měl být rozměrově co nejmenší. Většinou jsou používány kovové materiály nepodléhající korozi (nerezová ocel, titanové slitiny), ale lze použít také nekovových materiálů. Základním předpokladem pro použití jednotlivých materiálů v těle člověka je jejich biokompatibilita. Implantáty musí zajišťovat vynikající mechanické vlastnosti, materiál tedy musí nabízet vysokou pevnost v tahu, tlaku, ohybu a také krutu a musí být odolný proti únavě při cyklickém namáhání způsobeném funkcí muskuloskeletálního systému. [10] [11] [12] [13]

Při osteosyntéze rozlišujeme 2 druhy fixace:

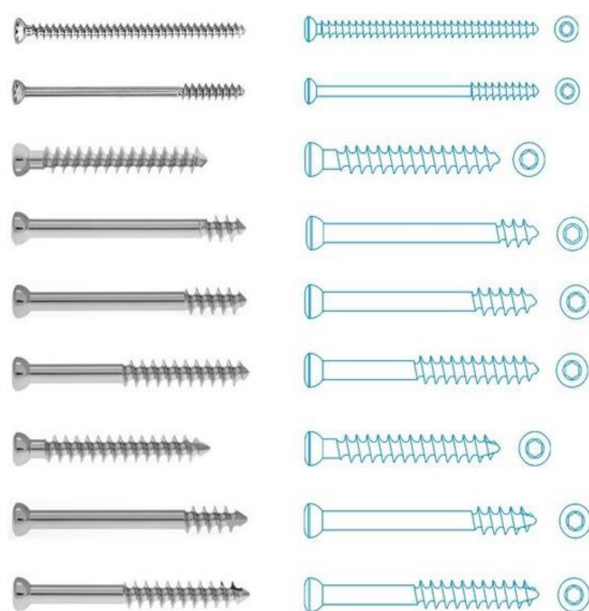
1. Vnitřní fixace – implantát je uložen uvnitř kosti nebo na kosti, pokryt měkkou tkání
 - a) Intramedulární – implantát je umístěn v kostní dřeni (nitrodřeňové hřeby, Kirschnerovy dráty, Enderova osteosyntéza)
 - b) Extramedulární – implantát se nachází na povrchu kosti (dlahy, samostatné šrouby, tahové cerkláže) [8]
2. Zevní fixace – fixátor se nachází mimo kožní kryt, realizuje se pomocí Kirschnerových drátů nebo Steinmanových hřebů či Schanzových šroubů [14]

Podle použitých implantátů lze rozlišit tyto typy osteosyntéz, viz obrázky 3.1 až 3.4:

1. Osteosyntéza Kirschnerovými dráty (K-dráty)
2. Dlahová osteosyntéza
3. Osteosyntéza šrouby
4. Osteosyntéza hřeby
5. Osteosyntéza zevní fixací



Obr. 3.1 Kirschnerovy dráty [18]



Obr. 3.2 Kostní šrouby [30]



Obr. 3.3 Zevní fixace [31]



Obr. 3.4 Kostní dlaha [32]

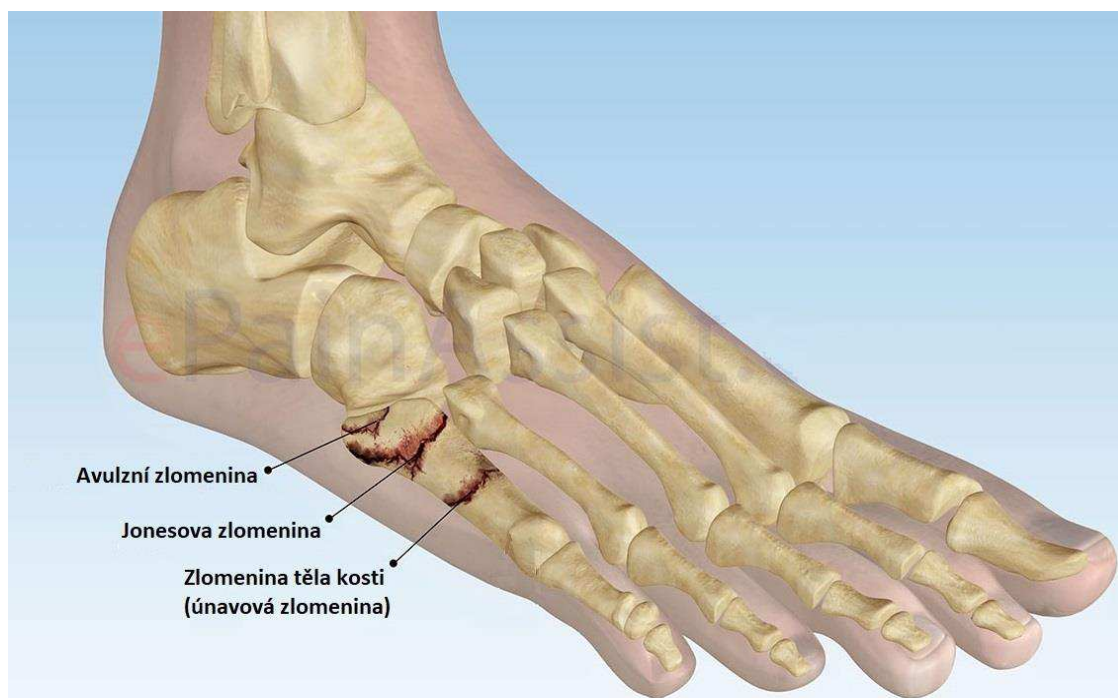
4 Zlomeniny 5. metatarsu

Metatarzální zlomeniny jsou nejčastěji se vyskytující zlomeniny nohy, z těchto zlomenin je nejobvyklejší zlomenina právě 5. metatarsu.

4.1 Typy zlomenin 5. metatarsu

Metatarzální fraktury vznikají nejčastěji přímým násilím (autonehoda, pád břemene, aj.) nebo při sportu (typické zranění hráčů fotbalu). Obvyklé jsou zlomeniny příčné a šikmé. Při aplikaci konzervativní léčby dochází k repozici a následné sádrové fixaci. Pokud je aplikován operační léčebný postup, jsou k fixaci zpravidla použity K-dráty u příčných zlomenin a šrouby u šikmých zlomenin. Mezi nejčastější zlomeniny 5. metatarsu patří avulzní zlomenina na bázové části kosti a Jonesova zlomenina. [8] [15]

Jonesova zlomenina je způsobena prudkým došlápnutím na vnější okraj chodidla a nachází se v místě přechodu báze v tělo kosti. Ve většině případů je léčena chirurgicky pomocí jednoho šroubu. U avulzních zlomenin 5. metatarsu se větší kostní fragment připevní šroubem a menší se léčí konzervativně. Dále může dojít také přímo k fraktuře těla kosti, při níž se léčba provádí stabilizací kosti šrouby nebo dlahou. Méně častou, ale ne neobvyklou, zlomeninou 5. metatarsu je postupně se vyvíjející únavová zlomenina. Ta vzniká převážně u atletů nebo přetěžováním při nevhodném tvaru klenby. [15] [16]



Obr. 4.1 Nejčastější typy zlomenin 5. metatarsu [25]

4.2 Osteosyntéza 5. metatarsu

Existuje celá řada způsobů operativní fixace zlomenin 5. metatarsu, včetně použití intramedulárního šroubu, kostního štěpu, Kirschnerových drátů nebo vnitřní fixace s dlahou a šrouby. V této podkapitole jsou popsány jednotlivé způsoby osteosyntézy používané při fixaci metatarsální fraktury. [17]

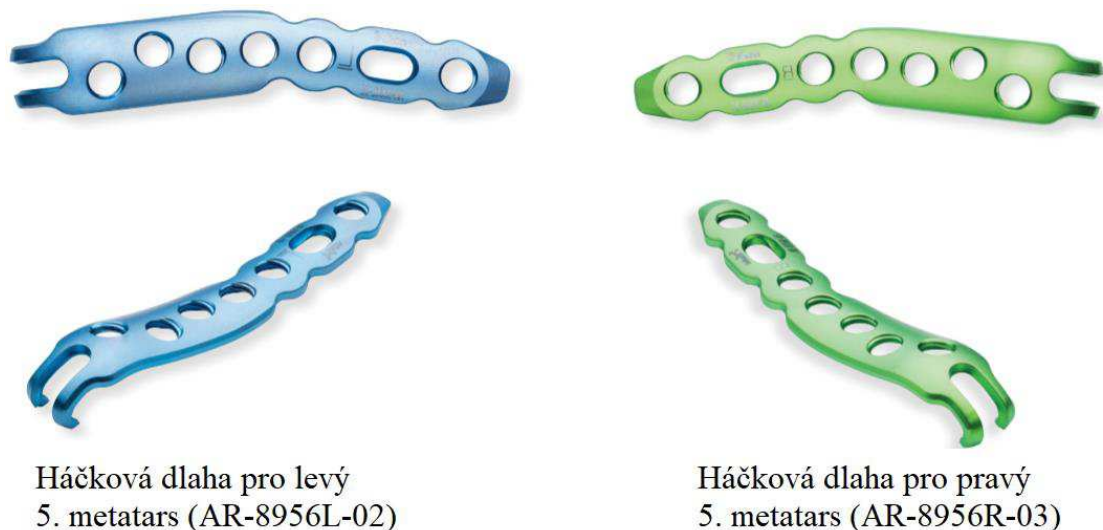
Kirschnerovy dráty mohou být v ortopedii a traumatologii, konkrétně také při fixaci metatarsálních zlomen, použity ke znehybnění a stabilizaci kostních fragmentů nebo například jako vodící element při předvrtávání otvorů, zavádění šroubů atd. [18]

V současné době je na výběr z velkého množství intramedulárních šroubů, které mohou být použity k fixaci zlomeniny 5. metatarsu. K dispozici jsou bezhlavičkové šrouby (Herbertovy), šrouby s hlavičkou, kanylované nebo nekanylované šrouby. Taktéž se na trhu pohybuje velké množství firem, nabízejících tyto implantáty. Firma Acumed nabízí bezhlavičkové šrouby pro léčbu Jonesových zlomenin. Firma Medin obecně nabízí bezhlavičkové kanylované šrouby. Firma Arthrex vyrábí k fixaci metatarsálních zlomenin titanové šrouby s průměrem 4,5 až 6 mm o délce 40 až 65 mm. Jednotlivé šrouby se liší délkou, průměrem, rozdílnou závitovou oblastí a stoupáním závitů. Šrouby se používají ke stabilizaci zlomeniny, zajišťování hřebů a fixaci kostních dlah ke kosti. Studie [22] prokázala, že nejúžší kanylovaný šroub, který lze použít pro léčbu Jonesovy zlomeniny 5. metatarsu je šroub o průměru 4,5 mm. [18] [19] [21]



Obr. 4.2 Fixace zlomeniny 5. metatarsu šroubem [26]

V dlahové osteosyntéze se v posledních letech rozšířilo využívání úhlově stabilních dlah (Locking Compression Plates – LCP), jejichž základním principem je úhlově stabilní propojení dlahy a šroubu. K dispozici jsou také speciálně upravené LCP dlahy pro metatarsy. Další možností v dlahové osteosyntéze je použití háčkových dlah, které nabízí například firma Arthrex. Na obrázku 4.3 jsou zobrazeny háčkové dlahy upravené pro fixaci Jonesových zlomenin 5. metatarsu. [23]

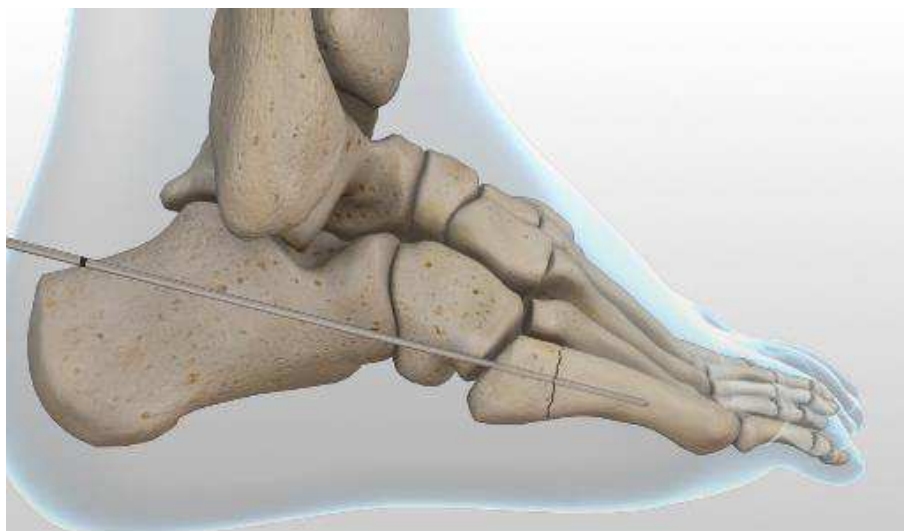


Obr. 4.3 Háčková dlahy od firmy Arthrex pro levý a pravý 5. metatars [24]

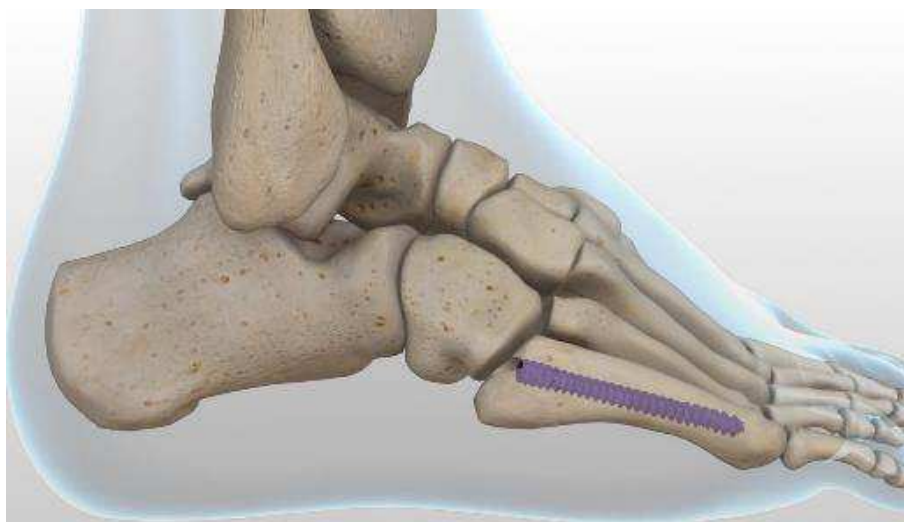
V současné době se, vzhledem k častému nezhojení kosti při konzervativní léčbě, u fraktur 5. metatarsu preferuje chirurgická léčba. Ovšem názory na tento postup se u jednotlivých lékařů liší.

4.3 Operační postup zavedení bezhlavičkového šroubu

Operační postup implantace bezhlavičkového šroubu k fixaci zlomeniny 5. metatarsu je rozdělen do několika kroků. Nejprve je pacient uložen do vhodné pozice na operačním sále. Dále je do kosti zavrtán vodicí drát (Kirschnerův drát), s jehož pomocí je stanovena délka šroubu. V dalším kroku je možnost předvrtání a zahloubení, tento krok ovšem není nutný v případě použití samořezného šroubu. Poté je do kosti zaveden šroub tak, aby došlo ke spojení fragmentů kosti ve správné pozici. Na závěr dojde k zacelení rány. Zjednodušený postup je znázorněn na obrázcích 3.8 a 3.9. [19] [28] [29]



Obr. 3.8 Zavedení vodícího drátu [19]



Obr. 3.9 Zavedení šroubu [19]

5 Stav řešené problematiky

Literatury pojednávající o problematice zlomenin 5. metatarsu je k dispozici velké množství. Z článků je možno vybrat kupříkladu článek [33], jehož cílem bylo vyhodnotit doporučení pro klasifikaci a léčbu akutních zlomenin proximální části 5. metatarsální kosti na základě všech dostupných zdrojů v podobě odborné literatury a článků. Požadavkům vyhovovalo celkem 6 studií, které byly použity ke zhodnocení problematiky. Autoři se shodují, že operativní léčba zavedením intramedulárního šroubu vedla k méně případům selhání léčby a k rychlejší rekonvalescenci než léčba neoperativní.

Další informace lze nalézt v článku [34], jehož cílem bylo porovnat klinické a radiologické výsledky pacientů léčených konzervativně a operativně. Operativní léčba zlomeniny báze 5. metatarsu je vhodná pro pacienty s dislokovanými zlomeninami s posunem větším než 2 mm nebo pokud zlomenina zahrnuje více než 30 % metatarsálního kloubu.

Studie [36] pojednává o vyhodnocení optimální léčebné strategie pro různé typy zlomenin 5. metatarsu.

Vzhledem ke snaze o zdokonalení péče o pacienty se experimenty a problematikou numerického modelování kostních implantátů a kostí zabývá mnoho autorů. Tato práce navazuje na diplomovou práci [27], která je zaměřena na posouzení spolehlivosti fixace zlomeniny 5. metatarsu pomocí Herbertova šroubu. Autor vytvořil výpočtový model založený na metodě konečných prvků, který byl verifikován analytickým výpočtem a metodou SBRA.

V článku [39] autoři zkoumají rozložení napětí a deformace metatarsálních kostí při došlapu na přední část chodidla ve srovnání s došlapem na zadní část chodidla metodou konečných prvků. Na povrch kosti a kůže je použita síť, skládající se převážně z šestistěnných prvků. Explicitní analýza je provedena řešičem Abaqus. Výsledky ukazují, že při dopadu na přední část chodidla, je riziko vzniku metatarsální zlomeniny vyšší. Důvodem je nárůst napětí o 9,67 % oproti dopadu na zadní část nohy.

Studie [38] zkoumá únavové zlomeniny metatarsálních kostí, zejména materiálové vlastnosti těchto kostí. Pomocí únavové zkoušky verifikované konečnoprvkovým modelem je stanoven matematický vztah mezi hustotou a modulem pružnosti v tahu pro metatarsální kost.

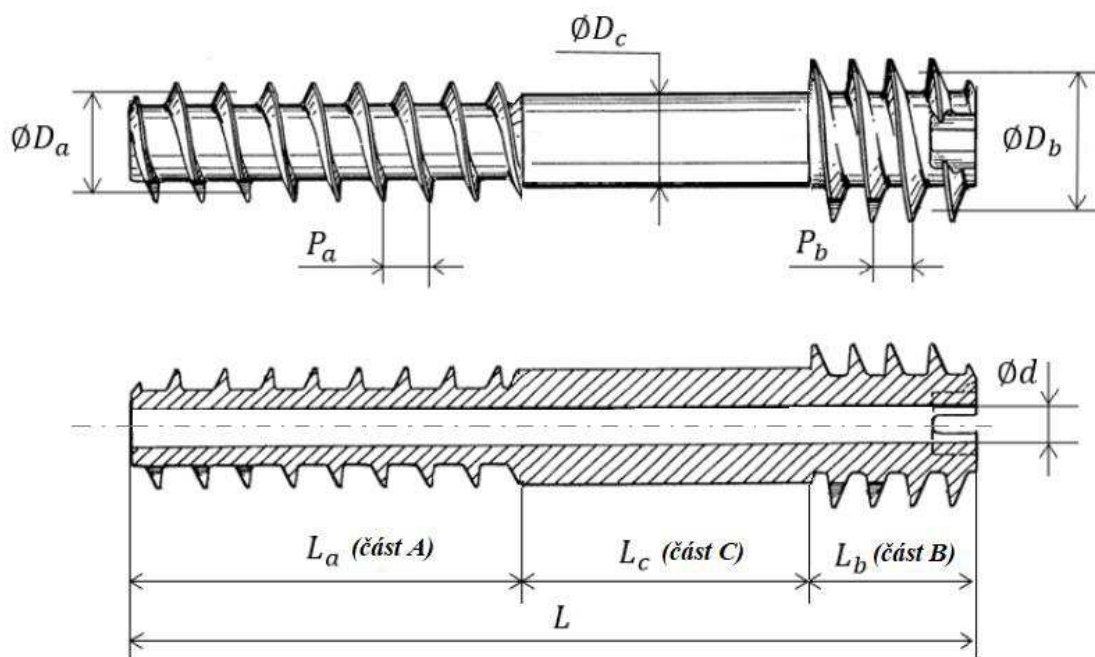
Při experimentech bývají jako náhrada lidské kosti použity rozličné materiály, např. zvířecí kosti, kompozitní materiály nebo dřevo. Zkouškám kostních implantátů, konkrétně vytahováním kanylovaných Herbertových kostních šroubů, se věnuje např. práce [37], která porovnává mechanické vlastnosti 4 rozdílných šroubů v souvislosti s kvalitou kostní tkáně, do které jsou vloženy. Osteoporotickou, osteopenickou a zdravou kost simulují polyuretanové pěny s odpovídajícími mechanickými vlastnostmi. Síla působící na šroub, zavedený do kosti, přímo souvisí s hustotou dané kosti, konstrukcí závitů a počtem závitů v záběru. Průměrná síla potřebná na vytažení šroubu byla po opětovném vložení do osteoporotické, osteopenické a zdravé kosti o 4 až 30 % nižší.

6 Napětově-deformační analýza bezhlavičkového šroubu

V této kapitole je provedeno analytické a pravděpodobnostní řešení Herbertova bezhlavičkového šroubu. Herbertův (bezhlavičkový) šroub přitáhne fragmenty kosti díky rozdílnému stoupání krajních závitových částí, což způsobí kompresi v místě zlomeniny. Jsou provedeny analytické (deterministické) a pravděpodobnostní (stochastické) výpočty napětí a deformace Herbertova šroubu zavedeného do kosti. Při odvození se uvažuje také vliv vloženého snímače kompresní síly.

6.1 Analytický výpočet

Je uvažován šroub od firmy MEDIN Ti₄,0/1,4x30/7 mm zobrazený na obrázku 6.1. Znamé hodnoty jsou zadány tabulkou 6.1. Při výpočtu je uvažováno namáhání tlakem, dále jsou předpokládány malé deformace, použití homogenního izotropního materiálu a platnost Hookova zákona. Výpočet navazuje na řešení v práci [27]. Tato úloha je zajímavý problém pružnosti také tím, že je jedenkrát staticky neurčitá, proto je k vyřešení potřeba stanovit deformační podmínku.



Obr. 6.1 Rozměry Herbertova šroubu Ti 4,0/1,4x30/7 [42]

Tab. 6.1 Vlastnosti šroubu využití při analytickém výpočtu

Veličina	Hodnota
Délka šroubu	$L = 30 \text{ mm}$
Délka 1. závitové části	$L_a = 7 \text{ mm}$

Veličina	Hodnota
Délka 2. závitové části	$L_b = 4 \text{ mm}$
Délka střední části	$L_c = 19 \text{ mm}$
Vnitřní průměr	$d = 1,4 \text{ mm}$
Stoupání závitů 1. závitové části	$P_a = 1,1 \text{ mm}$
Stoupání závitů 2. závitové části	$P_b = 0,9 \text{ mm}$
Střední průměr 1. závitové části	$D_a = 3,3 \text{ mm}$
Střední průměr 2. závitové části	$D_b = 4,7 \text{ mm}$
Průměr	$D_c = 2,5 \text{ mm}$
Modul pružnosti v tahu šroubu	$E_1 = 110\,000 \text{ MPa}$
Počet otáček utažení šroubu	$n = 0,25 - 3,5$
Koeficient prodlevy utažení	$\lambda = 0,25$

Specifikace šroubu je ve výpočtu použita podle údajů dodaných výrobcem Medin, a.s. Počet otáček utažení je zadán tabulkou 6.1 podle naměřených dat (viz kapitola 7 Experiment).

Nejprve jsou vypočítány obsahy ploch šroubu v jednotlivých úsecích. Plocha šroubu v závitové části A

$$S_a = \frac{\pi(D_a^2 - d^2)}{4} = 7,014 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2, \quad (6.1)$$

kde D_a je střední průměr závitové části A, d je vnitřní průměr šroubu, viz obr. 6.1.

Plocha šroubu v závitové části B je

$$S_b = \frac{\pi(D_b^2 - d^2)}{4} = 1,581 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2, \quad (6.2)$$

kde D_b je střední průměr závitové části B, viz obr. 6.1

Plocha šroubu ve střední (nezávitové) části C je

$$S_c = \frac{\pi(D_c^2 - d^2)}{4} = 3,369 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2, \quad (6.3)$$

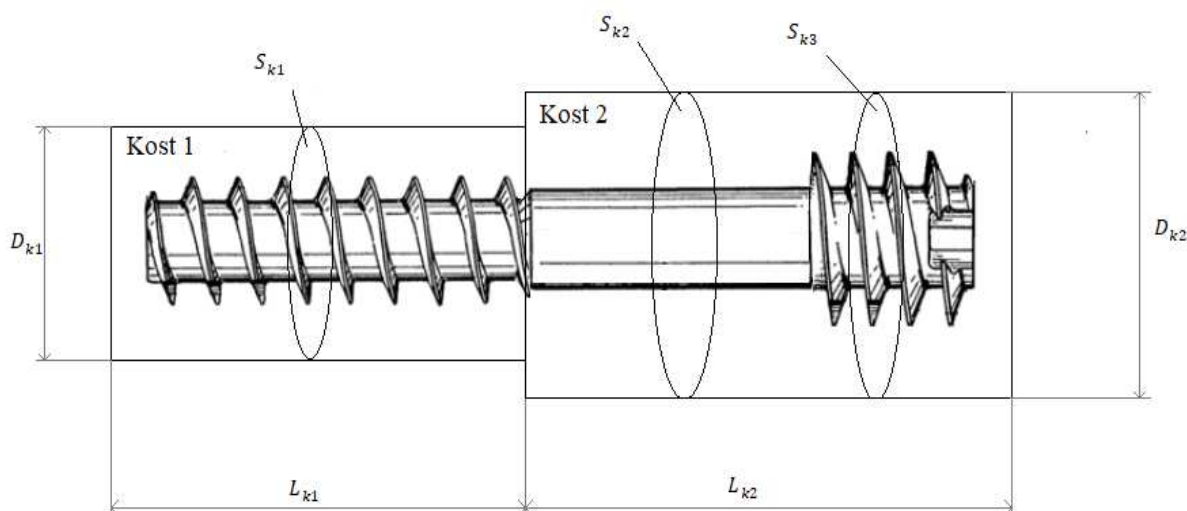
kde D_c je průměr střední části C, viz obr. 6.1.

Dále jsou vypočteny obsahy ploch fragmentů kosti, do kterých je Herbertův šroub zaveden. Značení těchto ploch je zobrazeno na obr. 6.2, rozměry a vlastnosti kosti jsou zadány tabulkou 6.2. Použitá hodnota modulu pružnosti kosti je převzata z článku [43]

a odpovídá spongiózní části běžně dostupné vepřové kosti, konkrétně obratle. Rozměry kostí jsou po konzultacích s lékaři zadány jako zvolené průměrné hodnoty měřených kostí.

Tab. 6.2 Vlastnosti kosti použité pro výpočet

Veličina	Hodnota
Délka 1. fragmentu kosti	$L_{k1} = 44 \text{ mm}$
Délka 2. fragmentu kosti	$L_{k2} = 22 \text{ mm}$
Průměr 1. fragmentu kosti	$D_{k1} = 15 \text{ mm}$
Průměr 2. fragmentu kosti	$D_{k2} = 20 \text{ mm}$
Modul pružnosti v tahu kosti	$E_k = 229 \text{ MPa}$
Mez pevnosti kosti	$Rm_k = 1,21 \text{ MPa}$



Obr. 6.2 Zobrazení plochy kosti kolem zavedeného Herbertova šroubu

Obsah plochy kosti 1 v závitové části A je

$$S_{k1} = \frac{\pi(D_{k1}^2 - D_a^2)}{4} = 1,682 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2, \quad (6.4)$$

kde D_{k1} je průměr kosti 1, viz obr. 6.2.

Obsah plochy kosti 2 ve střední části šroubu je

$$S_{k2} = \frac{\pi(D_{k2}^2 - D_c^2)}{4} = 3,056 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2, \quad (6.5)$$

kde D_{k2} je průměr kosti 2, viz obr. 6.2.

Obsah plochy kosti 2 v závitové části B je

$$S_{k3} = \frac{\pi(D_{k2}^2 - D_b^2)}{4} = 2,968 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2. \quad (6.6)$$

Využitím vztahu (6.7) pro napětí σ vycházejícího z Hookova zákona

$$\sigma = \varepsilon \cdot E, \quad (6.7)$$

kde ε je poměrná deformace, E je modul pružnosti v tahu,

a vztahu pro napětí při osovému tahu/tlaku

$$\sigma = \frac{N}{S}, \quad (6.8)$$

kde N je osová síla, S je obsah plochy, na kterou síla N působí,

je získán vztah

$$\varepsilon \cdot E = \frac{N}{S}. \quad (6.9)$$

Dále je použit vztah pro poměrnou podélnou deformaci při působení čistého tahu/tlaku

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (6.10)$$

kde Δl je prodloužení prutového prvku, l_0 je původní délka prutového prvku.

Po vložení vztahu (6.10) do rovnice (6.9) je odvozen zobecněný vztah pro prodloužení šroubu

$$\Delta l = \frac{N \cdot l_0}{E \cdot S} = N \cdot a, \quad \text{kde } a = \frac{l_0}{E \cdot S}. \quad (6.11)$$

Aplikací vztahu (6.11) pro změnu délky 1. fragmentu kosti platí

$$\Delta_1 = N \cdot a_1, \quad \text{kde } a_1 = \frac{L_{k1}}{E_k \cdot S_{k1}}, \quad (6.12)$$

kde E_k je modul pružnosti v tahu kosti, L_{k1} je délka kosti 1.

Pro změnu délky 2. fragmentu kosti platí

$$\Delta_2 = N \cdot a_2, \quad \text{kde } a_2 = \frac{1}{E_k} \left(\frac{L_b}{S_{k3}} + \frac{L_{k2} - L_b}{S_{k2}} \right), \quad (6.13)$$

kde L_{k2} je délka kosti 2.

Pro změnu délky šroubu Δ_3 platí

$$\Delta_3 = N \cdot a_3, \quad \text{kde } a_3 = \frac{1}{E_1} \left(\frac{L_a}{S_a} + \frac{L_b}{S_b} + \frac{L_c}{S_c} \right), \quad (6.14)$$

kde E_1 je modul pružnosti v tahu šroubu.

Dále je vypočítán redukovaný počet otáček

$$n_{red} = n(1 - \lambda), \quad (6.15)$$

kde n je počet otáček, λ je koeficient prodlevy utažení.

Koeficient prodlevy utažení λ zohledňuje fakt, že při utahování šroubu v kosti se závit ne vždy zachytí do hmoty kosti v počátku utahování.

Vzájemné posunutí 1. fragmentu kosti ke 2. fragmentu kosti Δ po utažení je vyjádřen jako:

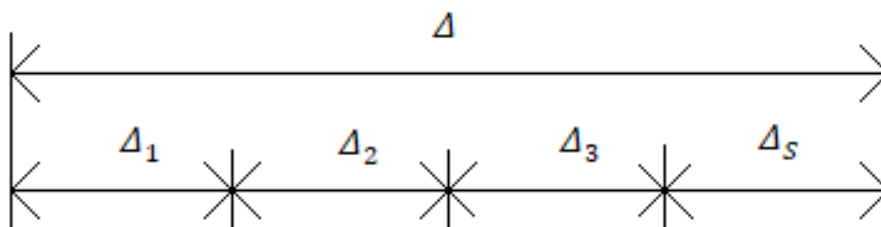
$$\Delta = n_{red}(P_a - P_b), \quad (6.16)$$

kde n_{red} je redukovaný počet otáček, P_a je stoupání závitu v části A, P_b je stoupání závitu v části B.

Úloha je 1x staticky neurčitá, proto je potřeba stanovit deformační podmínku, která popisuje vztah mezi vzájemným posunutím fragmentů kostí vůči sobě, prodloužením Herbertova šroubu po utažení a zkrácením fragmentů kosti 1 a kosti 2. Vzhledem k tomu, že hodnoty jsou dále porovnávány s výsledky experimentu, je potřeba započítat také deformaci použitého tlakového snímače vlivem kompresní síly. Tyto změny délky jsou schematicky zobrazeny na obrázku 6.3. Podmínka je vyjádřena v následujícím tvaru:

$$\Delta = \Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 + \Delta_5 = N \cdot a_1 + N \cdot a_2 + N \cdot a_3 + N \cdot a_5, \quad (6.17)$$

kde Δ_5 je posunutí vnitřního válce snímače, a_5 korekce na reálný snímač a reálnou kost.



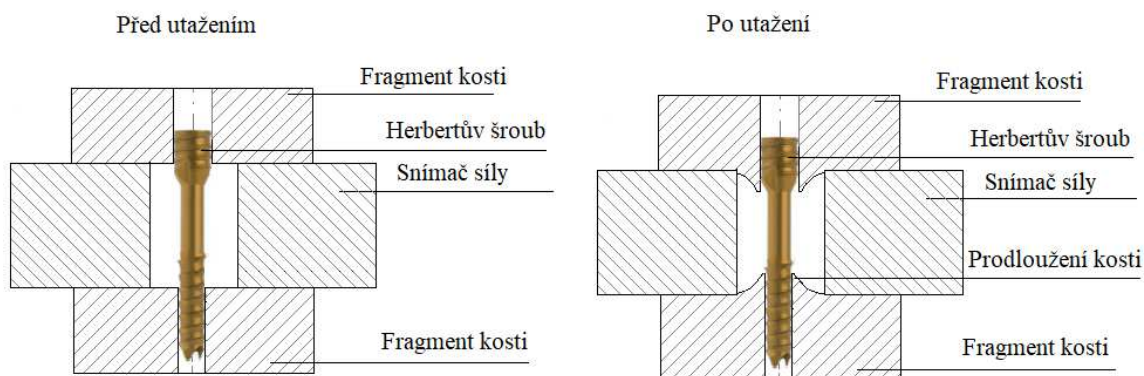
Obr. 6.3 Zobrazení deformační podmínky úlohy

Pro mechanické zkoumání úlohy je třeba do výpočtu zahrnout vliv snímače, ovšem při operacích pacientů se mezi kostmi snímač nenachází. V případě, že se tedy úloha řeší bez vlivu snímače, je postup výpočtu stejný, pouze se nezapočítá korekce na reálný snímač a reálnou kost a_s a tento člen z rovnice vymizí.

Z deformační podmínky (6.17) lze vyjádřit normálovou sílu jako

$$N = \frac{\Delta}{a_1 + a_2 + a_3 + a_s}. \quad (6.18)$$

Odborným odhadem tvoří hodnota korekce na reálný snímač a reálnou kost a_s přibližně 5 % ze součtu hodnot $a_1 + a_2 + a_3$ a s touto hodnotou bude dále počítáno. Snímač není absolutně tuhý, proto tato korekce zahrnuje deformovatelnost snímače a tečný vliv. Tečný vliv znamená, že je zohledněn vliv tečné síly, která při utahování šroubu s vloženým snímačem tlakové síly způsobuje prodloužení měřené kosti směrem do otvoru ve snímači. Schéma před utažením šroubu a po utažení Herbertova šroubu a následného prodloužení fragmentu kosti zobrazuje obrázek 6.4. Deformace je ilustrativně zobrazena ve větším měřítku, než které odpovídá skutečnosti. Zřejmě by hodnota korekce podle [35] mohla být i větší než 5 %, ovšem větší hodnota by znamenala také vnesení větší nejistoty do analytického výpočtu.



Obr. 6.4 Zobrazení vlivu tečné síly

Pomocí normálové síly je dále možné stanovit hodnoty změn délky a napětí v jednotlivých úsecích pro jednotlivé otáčky utažení Herbertova šroubu. Změny délky Δ_1 , Δ_2 a Δ_3 jsou stanoveny pomocí vztahů (6.12), (6.13) a (6.14).

Napětí působící ve fragmentu kosti 1, fragmentu kosti 2 a ve střední části šroubu jsou stanovena následovně:

Napětí v kosti 1 je

$$\sigma_1 = \frac{N}{S_{k1}}. \quad (6.19)$$

Napětí v kosti 2 je

$$\sigma_2 = \frac{N}{S_{k3}}. \quad (6.20)$$

Maximální napětí ve šroubu je

$$\sigma_3 = \max\left(\frac{N}{S_a}, \frac{N}{S_b}, \frac{N}{S_c}\right) = \frac{N}{S_c}. \quad (6.21)$$

Výsledné hodnoty jednotlivých veličin v závislosti na počtu otáček utažení Herbertova šroubu jsou uvedeny v tabulce 6.3. Jsou vypsány výsledné hodnoty vzájemného posunutí fragmentu kosti 1 ke kosti 2 (Δ), normálová síla (N), zkrácení fragmentu kosti 1 (Δ_1), zkrácení fragmentu kosti 2 (Δ_2), prodloužení šroubu (Δ_3), napětí v kosti 1 (σ_1), napětí v kosti 2 (σ_2) a napětí ve šroubu (σ_3). Všechny výsledné hodnoty jsou lineárně závislé.

Tab. 6.3 Výsledné hodnoty v závislosti na počtu otáček utažení Herbertova šroubu

n	Δ [mm]	N [N]	Δ_1 [mm]	Δ_2 [mm]	Δ_3 [mm]	σ_1 [MPa]	σ_2 [MPa]	σ_3 [MPa]
0,25	0,0375	23,5	0,0268	0,00742	0,00147	0,14	0,08	7,0
0,5	0,0750	47,0	0,0537	0,0148	0,00294	0,28	0,16	13,9
0,75	0,1125	70,4	0,0805	0,0223	0,00441	0,42	0,24	20,9
1	0,1500	93,9	0,107	0,0297	0,00588	0,56	0,32	27,9
1,25	0,1875	117,4	0,134	0,0371	0,00735	0,70	0,40	34,8
1,5	0,2250	140,9	0,161	0,0445	0,00882	0,84	0,47	41,8
1,75	0,2625	164,3	0,188	0,0519	0,0103	0,98	0,55	48,8
2	0,3000	187,8	0,215	0,0594	0,0118	1,12	0,63	55,7
2,25	0,3375	211,3	0,241	0,0668	0,0132	1,26	0,71	62,7
2,5	0,3750	234,8	0,268	0,0742	0,0147	1,40	0,79	69,7
2,75	0,4125	258,2	0,295	0,0816	0,0162	1,54	0,87	76,6
3	0,4500	281,7	0,322	0,089	0,0177	1,68	0,95	83,6
3,25	0,4875	305,2	0,349	0,0965	0,0191	1,82	1,03	90,6
3,5	0,5250	328,7	0,376	0,104	0,0206	1,95	1,12	97,6

6.2 Pravděpodobnostní výpočet

Pravděpodobnostní výpočet je realizován v softwaru Anthill, ve kterém probíhá analýza metodou SBRA (Simulation-Based Reliability Assessment). Metoda SBRA aplikuje teorii pravděpodobnosti a statistiky na stochastické vstupní veličiny. Vstupní veličiny, které ovlivňují bezpečnost konstrukce nebo strojní části, bývají vyjádřeny histogramy. Díky náhodnému charakteru vstupních veličin získáme výsledné výstupní veličiny mající také náhodný charakter, což umožňuje vytvoření pravděpodobnostního posudku technického problému.

Metoda je založena metodě Monte Carlo, která analyzuje funkci spolehlivosti užitím posloupnosti náhodných čísel. Aby byly výsledky dostatečně přesné, je třeba provést velké množství kroků, s čímž se váže i použití generátoru náhodných čísel a zpracování tohoto velkého množství dat pomocí počítače. Metodu Monte Carlo lze shrnout do 3 základních kroků, nejprve jsou nagenеровány náhodné hodnoty vstupních veličin, poté je vypočítána funkce spolehlivosti F_S (někdy nazývána také funkce bezpečnosti nebo funkce použitelnosti), která je dle metody SBRA definována vztahem (6.22) jako

$$F_S = R - S, \quad (6.22)$$

kde R je funkce odolnosti konstrukce nebo strojní části (např. mez kluzu), S je funkce zatížení konstrukce nebo strojní části (např. maximální napětí).

Pokud je funkce spolehlivosti $F_S \geq 0$, je strojní část považována za spolehlivou, naopak pokud je $F_S < 0$, strojní část je pokládána za poruchovou.

V posledním kroku je pomocí vztahu (6.23) vypočtena pravděpodobnost samotné poruchy P_f , získaná analýzou funkce spolehlivosti.

$$P_f = \frac{N_f}{N_{celkem}}, \quad (6.23)$$

kde P_f je pravděpodobnost poruchy, N_f je počet nepříznivých stavů, N_{celkem} je počet veškerých stavů. [41]

K výpočtu metodou SBRA jsou použity vztahy z předchozí analytické části pro 1,75 otáček utažení šroubu. Náhodný charakter vstupních veličin je zajištěn zadáním veličin pomocí histogramů normálního rozdělení, jejichž rozptyl pro jednotlivé veličiny je specifikován tabulkou 6.3. Náhodný charakter vstupních veličin může být v praxi způsoben například vzniklými nepřesnostmi při výrobě šroubu, toto je normou ošetřeno

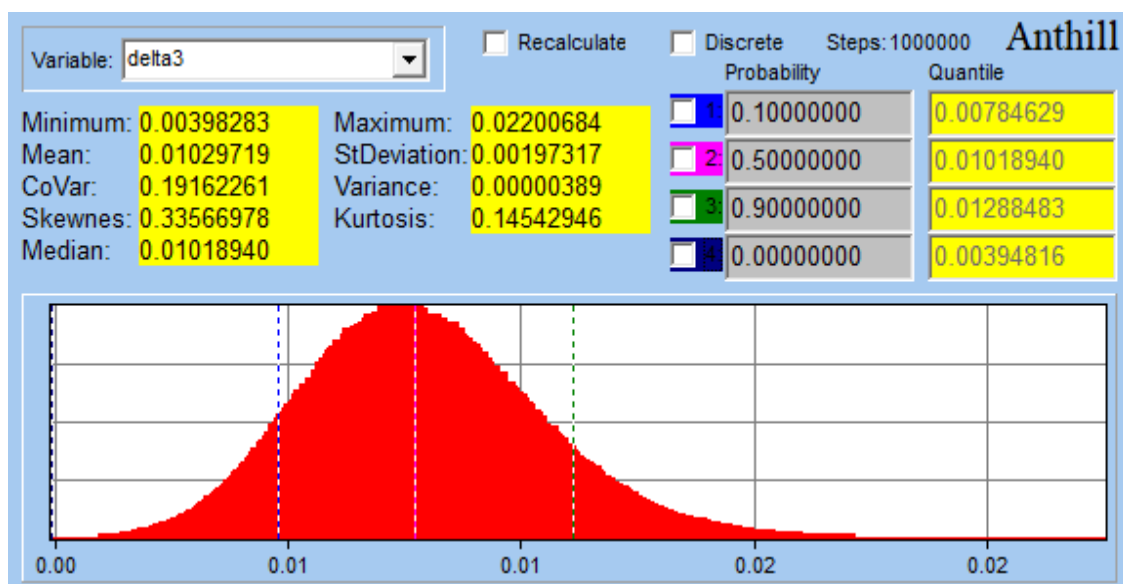
pomocí tolerance. Na rozměry 5. metatarsálních kostí má vliv několik faktorů, jako například pohlaví a věk člověka. Rozptýl rozměrů fragmentů kostí umožňuje aplikovat tento výpočet také na jiné části lidského těla, na které lze Herbertův šroub použít k fixaci fraktur. Tento šroub bývá mimo jiné používán také při fixaci zlomenin kostí zápěstních. Výpočet je proveden na 1 000 000 kroků.

Tabulka 6.3 Stochastické rozdělení vstupních veličin

Název veličiny	Původní hodnota	Rozdělení	Minimum	Medián	Maximum
Délka šroubu	$L = 30 \text{ mm}$	N1-005	29,85	30	30,15
Délka 1. závitové části	$L_a = 7 \text{ mm}$	N1-005	6,965	7	7,035
Délka 2. závitové části	$L_b = 4 \text{ mm}$	N1-005	3,98	4	4,02
Délka střední části	$L_c = 19 \text{ mm}$	N1-005	18,905	19	19,095
Vnitřní průměr	$d = 1,4 \text{ mm}$	N1-005	1,393	1,4	1,407
Stoupání závitů 1. závitové části	$P_a = 1,1 \text{ mm}$	N1-005	1,0945	1,1	1,1055
Stoupání závitů 2. závitové části	$P_b = 0,9 \text{ mm}$	N1-005	0,8955	0,9	0,9045
Střední průměr 1. závitové části	$D_a = 3,3 \text{ mm}$	N1-005	3,2835	3,3	3,3165
Střední průměr 2. závitové části	$D_b = 4,7 \text{ mm}$	N1-005	4,6765	4,7	4,7235
Průměr střední části	$D_c = 2,5 \text{ mm}$	N1-005	2,4875	2,5	2,5125
Modul pružnosti v tahu šroubu	$E_1 = 110\,000 \text{ MPa}$	N1-05	104 500	110 000	115 500
Počet otáček utažení šroubu	$n = 1,75$	N1-15	1,4875	1,75	2,0125
Koeficient prodlevení utažení	$\lambda = 0,25$	N1-15	0,2125	0,25	0,2875
Délka 1. fragmentu kosti	$L_{k1} = 44 \text{ mm}$	N1-30	30,8	44	57,2
Délka 2. fragmentu kosti	$L_{k2} = 22 \text{ mm}$	N1-30	15,4	22	28,6
Průměr 1. fragmentu kosti	$D_{k1} = 15 \text{ mm}$	N1-30	10,5	15	19,5
Průměr 2. fragmentu kosti	$D_{k2} = 20 \text{ mm}$	N1-30	14	20	26
Modul pružnosti v tahu kosti	$E_k = 229 \text{ MPa}$	N1-15	194,65	229	263,35
Mez kluzu šroubu	$R_e = 920 \text{ MPa}$	N1-05	874	920	966
Mez pevnosti kosti	$R_{m_k} = 1,21 \text{ MPa}$	N1-15	1,0285	1,21	1,3915

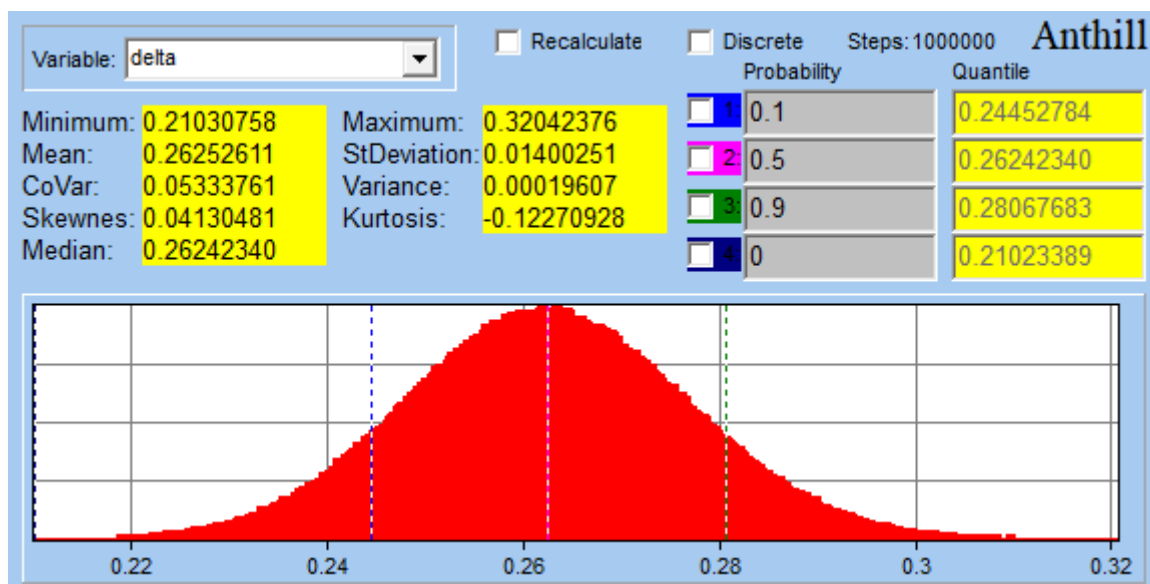
Po provedení 10^6 Monte Carlo simulací byly vyhodnoceny následující výsledky.

Změna délky šroubu je $\Delta_3 = 0,0102^{+0,0118}_{-0,0062}$ mm. Tato hodnota je dána vztahem (6.14), odvozeným v předchozí podkapitole 6.1. Výsledné rozložení prodloužení šroubu je zobrazeno na obrázku 6.5.



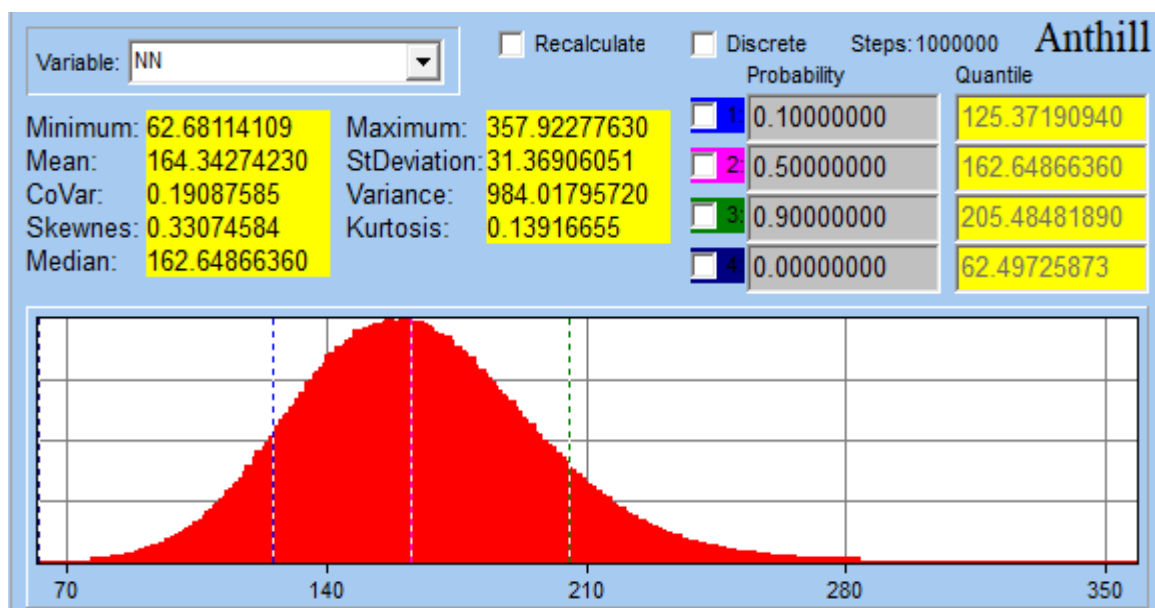
Obr. 6.5 Rozložení prodloužení kostního šroubu

Vzájemné posunutí fragmentů kosti vůči sobě $\Delta = 0,2624^{+0,058}_{-0,0521}$ mm. Tato hodnota je dána vztahem (6.17). Rozložení veličiny Δ je zobrazeno na obrázku 6.6.



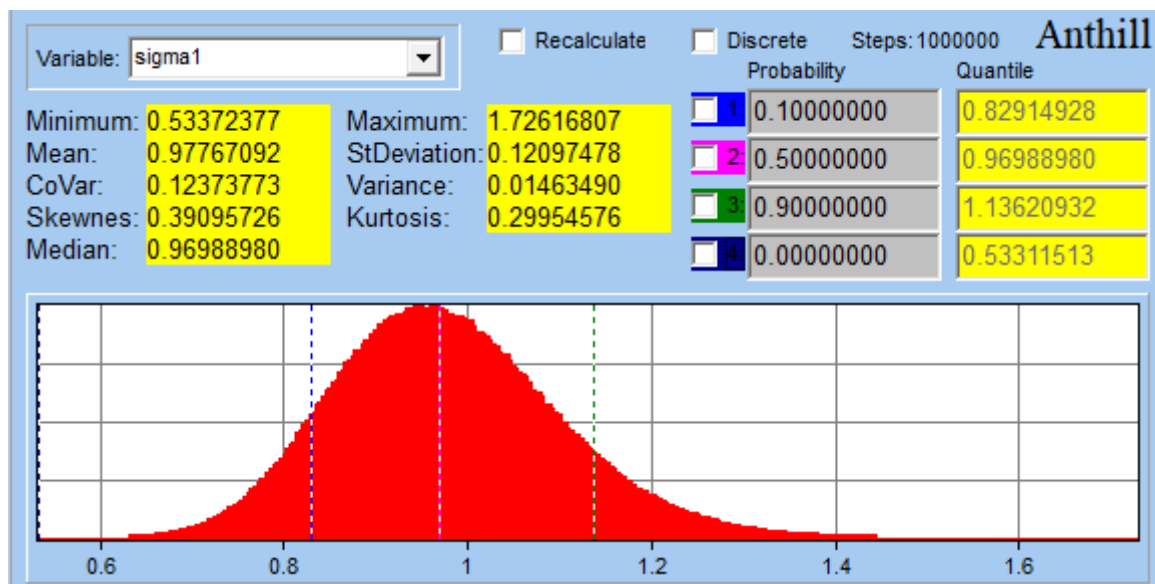
Obr. 6.6 Rozložení vzájemného posunutí fragmentů kosti vůči sobě

Normálová síla je dána vztahem (6.18). Z pravděpodobnostního výpočtu je její hodnota vypočítána jako $N = 162,6_{-99,9}^{+195,3}$ N. Histogram normálové síly je zobrazen na obrázku 6.7.



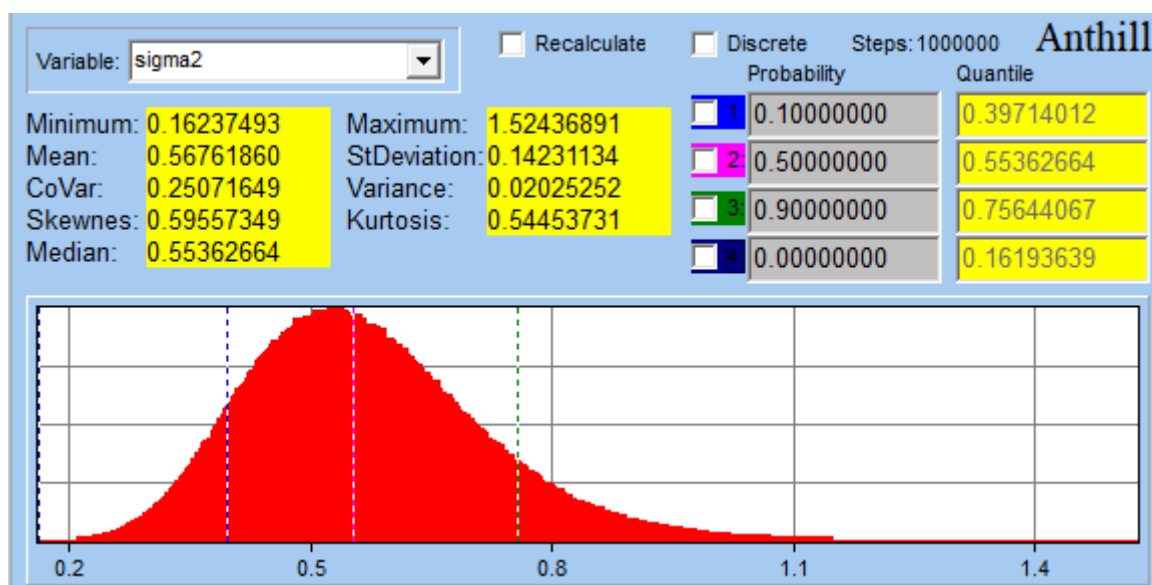
Obr. 6.7 Rozložení normálové síly

Napětí v kosti 1 je dáno vztahem (6.19), tedy z pravděpodobnostního výpočtu je $\sigma_1 = 0,97_{-0,44}^{+0,76}$ MPa. Rozložení napětí σ_1 je zobrazeno na obrázku 6.8.



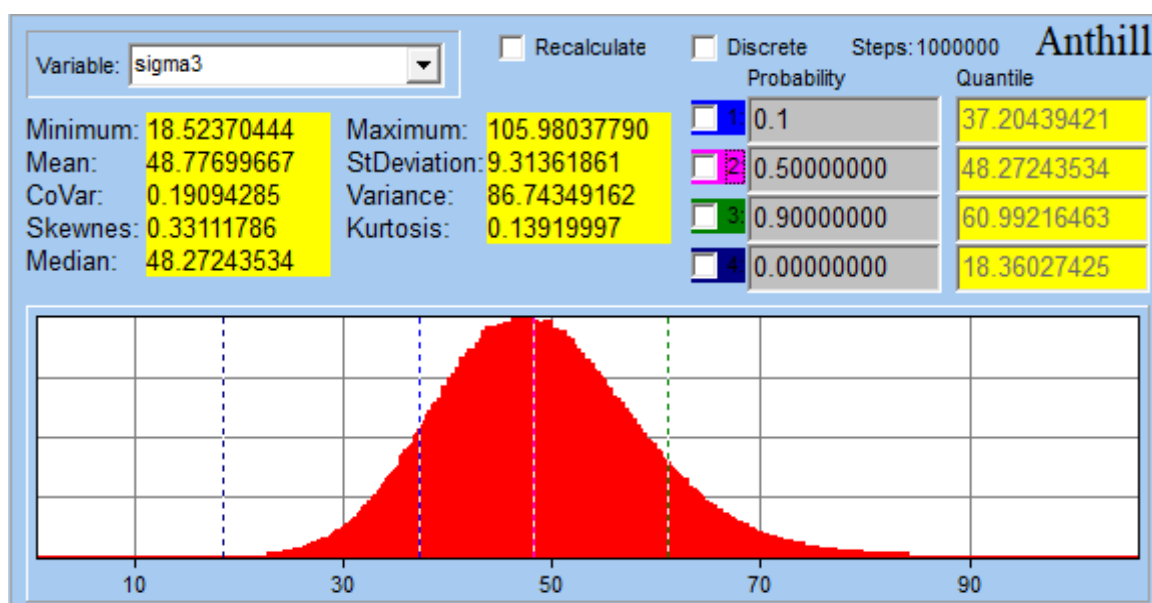
Obr. 6.8 Rozložení napětí v kosti 1

Napětí v kosti 2 je $\sigma_2 = 0,55_{-0,39}^{+0,97}$ MPa. Toto napětí je dáno vztahem (6.20). Rozložení napětí σ_2 je znázorněno obrázkem 6.9.



Obr. 6.9 Rozložení napětí v kosti 2

Výsledné maximální napětí ve šroubu, které působí v jeho nezávitové části je znázorněno obrázkem 6.10. Toto napětí vychází ze vztahu (6.21) a jeho hodnota je $\sigma_3 = 48,27^{+57,71}_{-29,75}$ MPa.



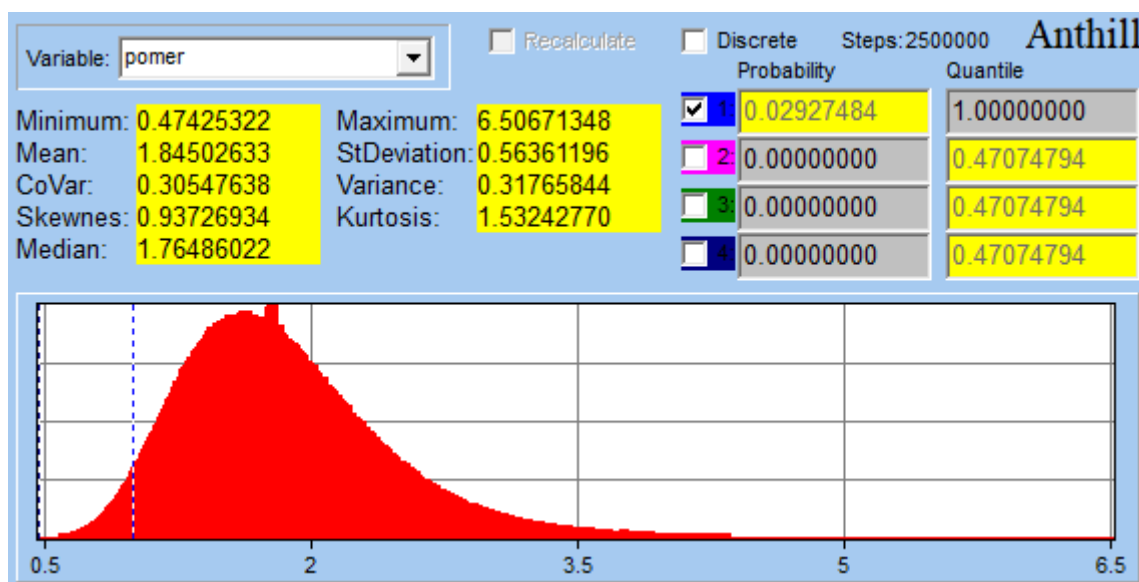
Obr. 6.10 Rozložení napětí ve šroubu

Funkce spolehlivosti je vyjádřena jako

$$F_S = Rm_k - |\sigma_{max}|, \quad (6.24)$$

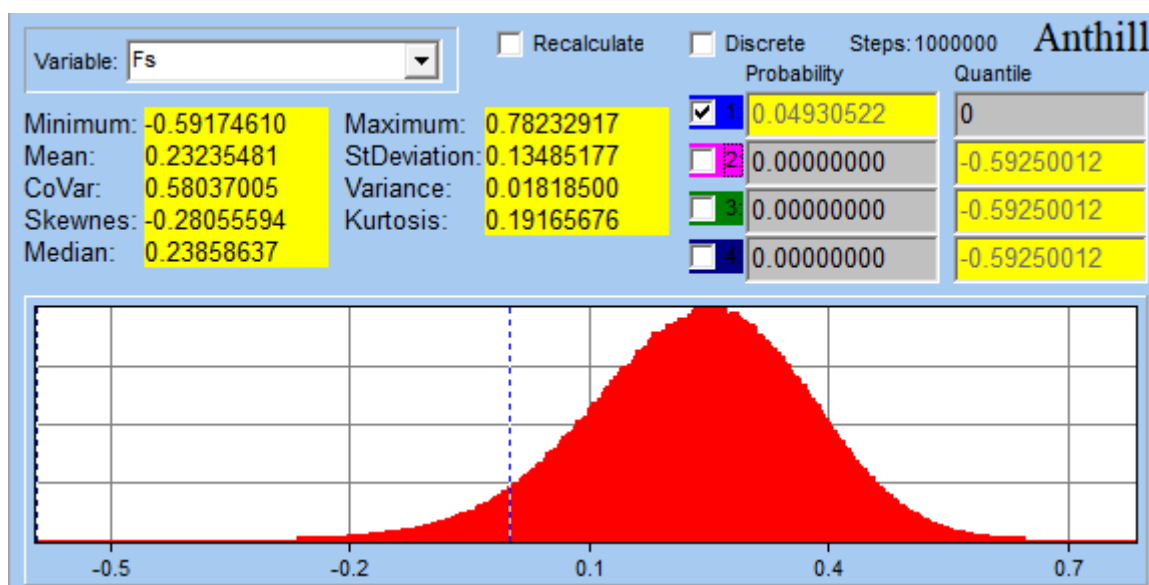
kde Rm_k je mez pevnosti kosti a σ_{max} je maximální napětí, kterého je v kosti dosaženo.

V kosti působí napětí σ_1 a σ_2 , z těchto 2 napětí bylo vybráno maximální napětí pomocí stanovení poměru $\frac{\sigma_1}{\sigma_2}$. V případě, že jsou tato napětí stejná, je tento poměr roven 1. Pro $\sigma_1 > \sigma_2$ je poměr větší než 1 a v opačném případě, kdy $\sigma_1 < \sigma_2$ je poměr menší než 1. Rozložení poměru napětí je zobrazeno na obrázku 6.11. Z obrázku je patrné, že s pravděpodobností 2,9 % platí, že $\sigma_1 > \sigma_2$. Jako maximální napětí je tedy zvoleno napětí σ_1 a rovnice (6.24) bude mít tvar $F_S = Rm_k - |\sigma_1|$.



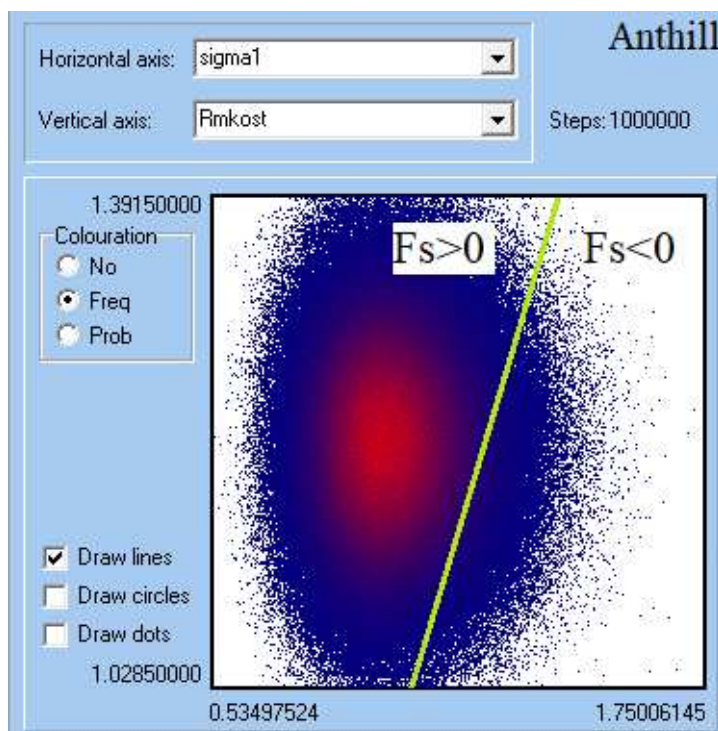
Obr. 6. 11 Rozložení poměru napětí

Nulová hodnota kvantilu F_S vyjadřuje, s jakou pravděpodobností dojde ke stržení závitu v kosti. Funkce spolehlivosti F_S je zobrazena na obrázku 6.12. Ke stržení závitu v kosti, a tedy vzniku plastických deformací, dojde s pravděpodobností pouze 4,93 %, v tomto případě lze daný Herbertův šroub zaměnit za šroub s větším průměrem, což riziko pro pacienta opět sníží.



Obr. 6. 12 Rozložení funkce spolehlivosti

Na obrázku 6.13 je zobrazeno dvojrozměrné rozložení funkce spolehlivosti F_S . Směrem do středu se frekvence výskytu hodnot zvyšuje, vyšší frekvence výskytu je naznačena červenou barvou. Zelenou barvou je naznačena hraniční přímka, která rozděluje funkci spolehlivosti na část, ve které je záporná a na část, ve které je kladná. Pokud je funkce spolehlivosti záporná, nachází se v oblasti plastických deformací, kdy dojde ke stržení závitu. Naopak pokud je funkce spolehlivosti kladná, nachází se v oblasti elastických deformací a nedojde k meznímu stavu stržení závitu v kosti.



Obr. 6. 13 Zobrazení funkce spolehlivosti ve 2D

Přestože jsou veškeré vstupní veličiny pravděpodobnostního výpočtu zadány různými symetrickými ohraničenými normálními rozděleními, tak výsledná rozdělení jsou asymetrická. Toto je dáno nelineárními vztahy používanými ve výpočtu.

Následující tabulka 6.4 sjednocuje výsledné hodnoty počítaných veličin stochastického řešení.

Tabulka 6.4 Výsledné hodnoty stochastického řešení

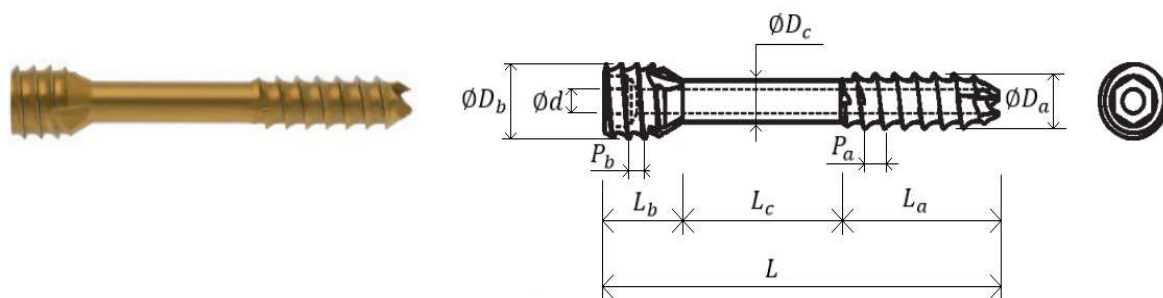
Veličina	Hodnota	Odkaz
Prodloužení šroubu Δ_3	$0,0102^{+0,0118}_{-0,0062}$ mm	Obr. 6.5
Vzájemné přisunutí fragmentů kostí Δ	$0,2624^{+0,058}_{-0,0521}$ mm	Obr. 6.6
Normálová síla N	$162,6^{+195,3}_{-99,9}$ N	Obr. 6.7
Napětí v kosti 1 σ_1	$0,97^{+0,76}_{-0,44}$ MPa	Obr. 6.8
Napětí v kosti 2 σ_2	$0,55^{+0,97}_{-0,39}$ MPa	Obr. 6.9
Maximální napětí ve šroubu σ_3	$48,27^{+57,71}_{-29,75}$ MPa	Obr. 6.10

7 Experiment

V této kapitole je popsán průběh experimentu a dosažené výsledky. Pomocí tenzometrického snímače tlakové síly s otvorem, strain indicatoru a momentového šroubováku jsou změřeny kompresní síly působící na bezhlavičkový šroub při utahování. Tyto kompresní síly jsou vyvolány závity o různém stoupání, při dotahování dochází k přitažení fragmentů kosti k sobě. Experimentu je podroben Herbertův šroub zavedený do vepřových kostí z nožiček. Vepřová kost je použita jako snadno dostupná náhrada lidské kosti. Dalšími vhodnými materiály, které se používají při experimentech místo lidské kosti jsou např. dřevo, umělé kosti, jiné zvířecí kosti (hovězí, skopová, aj.) či kadáverická lidská kost.

7.1 Použitá aparatura

Je použit bezhlavičkový samořezný kanylovaný šroub Ti;4,0/1,4x30/7 mm od firmy MEDIN, a.s., konkrétně prototyp 004 s referenčním číslem REF 397 129 70 7724. Tento šroub, zobrazený na obrázku 7.1, je vyroben z titanové slitiny Ti 6-Al4-V, jejíž vlastnosti jsou specifikovány normou ISO 5832-3. Mechanické vlastnosti slitiny jsou uvedeny v tabulce 7.2.



Obr. 7.1 Herbertův šroub Ti 4,0/1,4x30/7

Tab. 7.1 Rozměry Herbertova šroubu Ti 4,0/1,4x30/7

Délka [mm]				Průměr [mm]				Stoupání [mm]	
L	L_a	L_b	L_c	D_a	D_b	D_c	d	P_a	P_b
30	7	4	19	3,3	4,7	2,5	1,4	1,1	0,9

Tab. 7.2 Mechanické vlastnosti titanové slitiny Ti 6-Al4-V

Veličina	Hodnota
Modul pružnosti v tahu	E = 110 000 MPa
Mez kluzu	Re = 920 MPa
Mez pevnosti	Rm = 1000 MPa

Dále je použit tenzometrický snímač tlakové síly s otvorem s konstrukcí z nerezové oceli, který je určen pro měření sil působících na šrouby při zatěžování, upínacích sil nebo jiných tlakových zatížení. Otvor ve snímači slouží k tomu, aby do něj mohl být zaveden měřený objekt, v tomto případě bezhlavičkový Herbertův šroub. Síla je snímána zabudovaným tenzometrickým můstkem. Snímač se skládá ze 2 do sebe vnořených válců. Při zatížení snímače dochází k zasouvání užšího vnitřního válce do širšího vnějšího válce, čímž je měřena tlaková síla. Vlastnosti snímače tlakové síly, který je zobrazen na obrázku 7.2, jsou uvedeny v tabulce 7.3.

Tab. 7.3: Specifikace tenzometrického snímače tlakové síly

Typ	LC 8150-375-500
Průměr	38 mm
Průměr otvoru	9,5 mm
Výška	13 mm
Citlivost	2,131 mV/V
Měřicí rozsah	0 – 2225 N



Obr. 7.2 Tenzometrický snímač tlakové síly

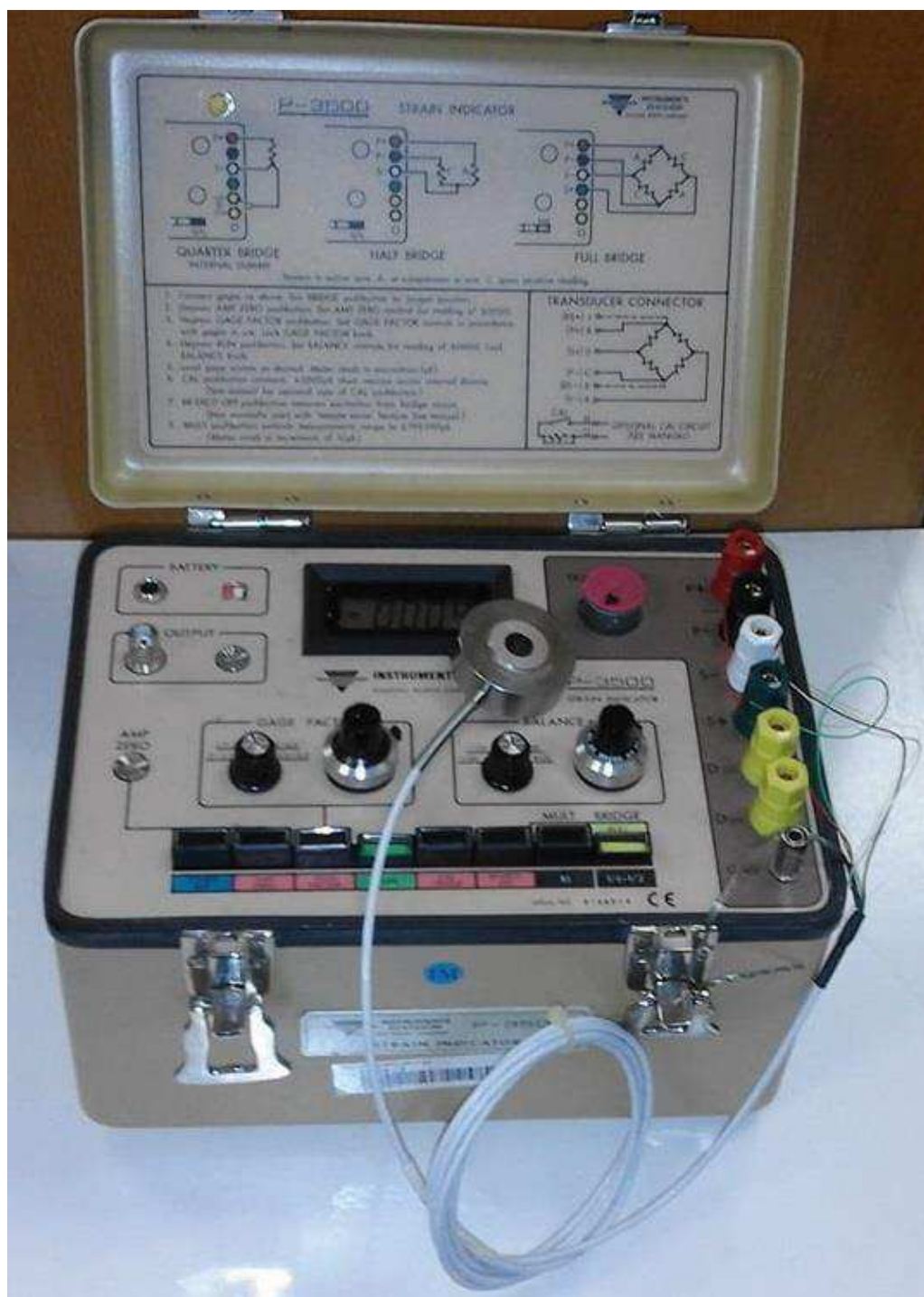
Pro utažení šroubu je použit momentový šroubovák s nastavitelnou hodnotou utahovacího momentu, který je zobrazen na obrázku 7.3.



Obr. 7.3 Momentový šroubovák

Dále byl při měření využit strain indicator typu P-3500 od firmy Vishay, což je nástroj používaný při experimentech zaměřených na vyhodnocování mechanického napětí, umožňující použití tenzometrů. Umožňuje převod získaných dat elektrického napětí v [mV] na data v jednotkách [μ S], ze kterých je již možné vypočítat mechanické napětí. Na

obrázku 7.4 je zobrazeno zapojení snímače síly k strain indicatoru, které bylo realizováno zapojením do plného můstku.

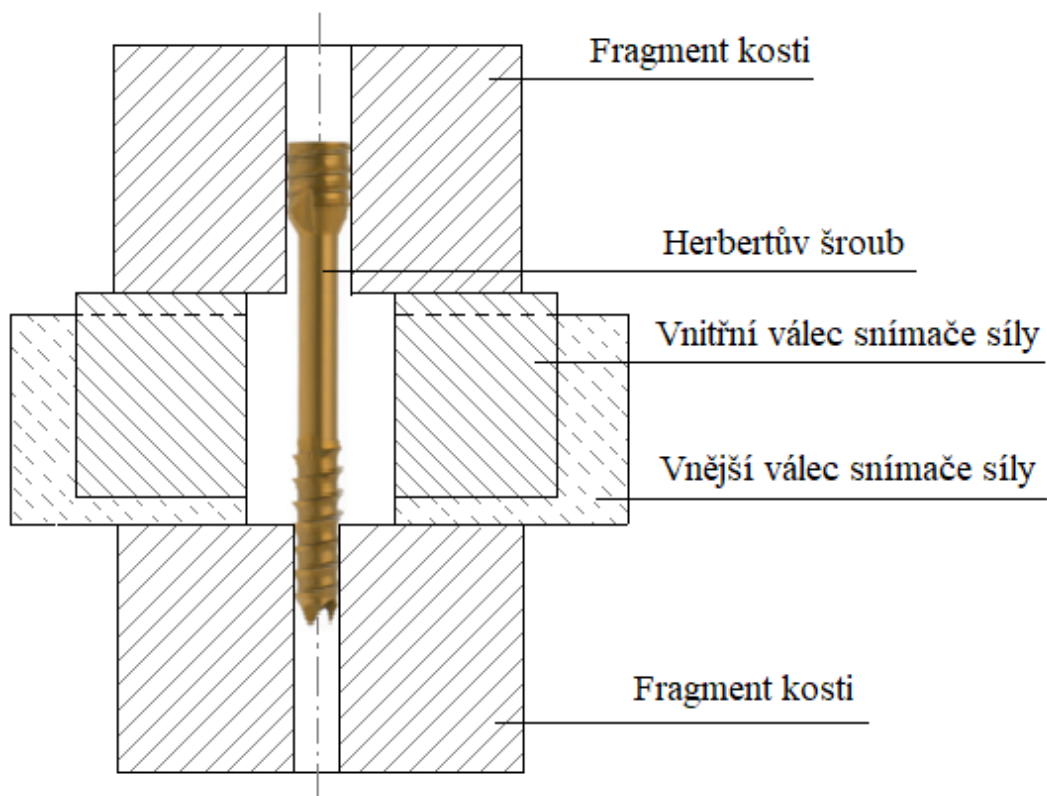


Obr. 7.4 Zapojení měřicí aparatury

7.2 Průběh experimentu

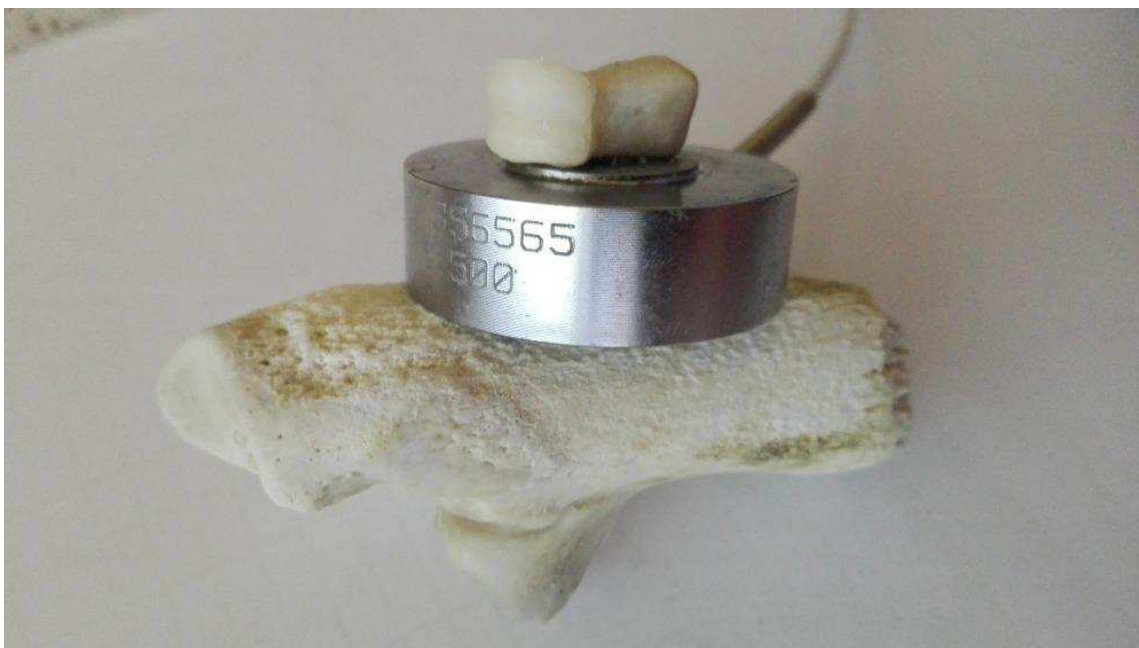
Nejprve jsou fragmenty vepřových kostí předvrtány, dále je mezi tyto fragmenty kostí umístěn tenzometrický snímač tlakové síly s otvorem a je zaveden bezhlavičkový šroub. Pomocí momentového šroubováku je šroub utahován utahovacím momentem 2,5 Nm. Tato

hodnota byla stanovena předchozím měřením tak, aby nedocházelo ke stržení závitů šroubu a zároveň došlo k zavrtání šroubu do měřené kosti. Měření síly je prováděno po čtvrtotáčkách až do dotažení Herbertova šroubu na 3,5 otáčky. Princip měření snímačem síly je schematicky znázorněn na obrázku 7.5.



Obr. 7.5 Schéma principu experimentu

Na obrázku 7.6 je zobrazen průběh měření kompresní osové síly, která působí na daný Herbertův šroub. Jsou zobrazeny 2 fragmenty očištěné vepřové kosti fixované Herbertovým šroubem, mezi něž je vložen snímač kompresní síly s otvorem.



Obr. 7.6 Dva fragmenty kosti s vloženým snímačem spojené Herbertovým šroubem

Získané hodnoty jsou v jednotkách microstrain [μS] a k převodu síly na jednotku Newton [N] je využito převodního vztahu $1 \mu\text{S} = 1,04373 \text{ N}$. Tento převodní vztah je vypočten na základě rovnice (7.1) a vychází z dat uvedených v kalibračním protokolu snímače dodaného výrobcem.

$$1\mu\text{S} = 10^{-6} \text{ S} = \frac{m \cdot g}{k} \cdot 10^{-6} \text{ N} = \frac{226,795 \cdot 9,807}{2131} \cdot 10^{-6} \text{ N} = 1,04373 \text{ N}, \quad (7.1)$$

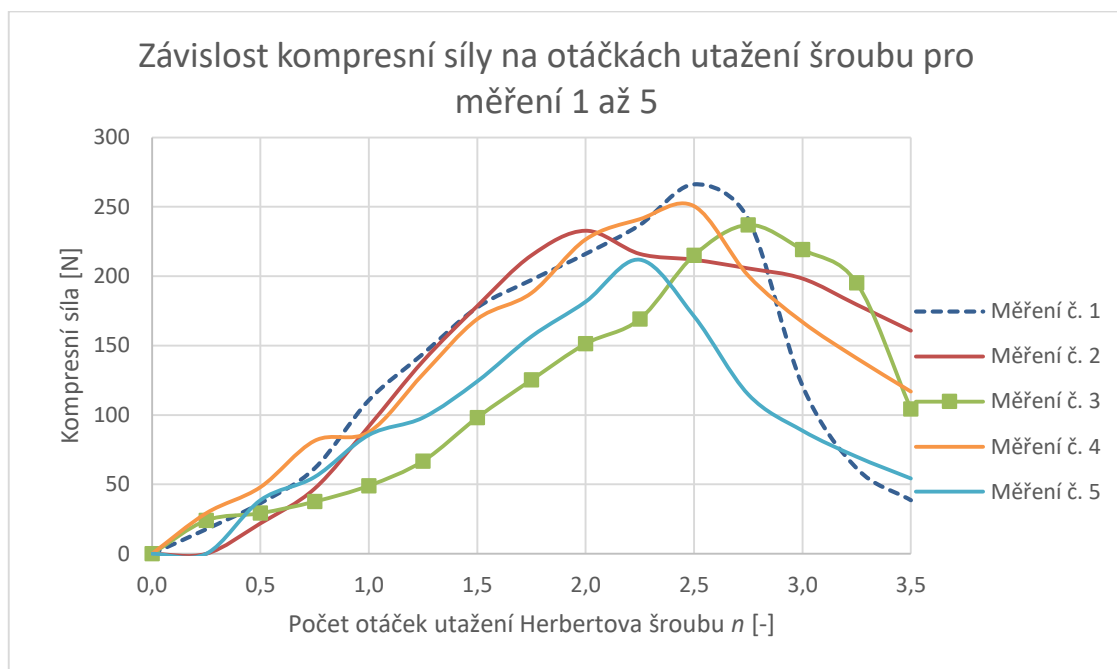
kde m je hmotnost, kterou byl snímač zatěžován při kalibraci v [kg], g je gravitační zrychlení, k je citlivost snímače udávaná výrobcem ve [V/V].

Celkem bylo provedeno 10 měření, z toho 5 pro tuto diplomovou práci a 5 pro dizertační práci [42]. Dále budou vyhodnocována všechna naměřená data.

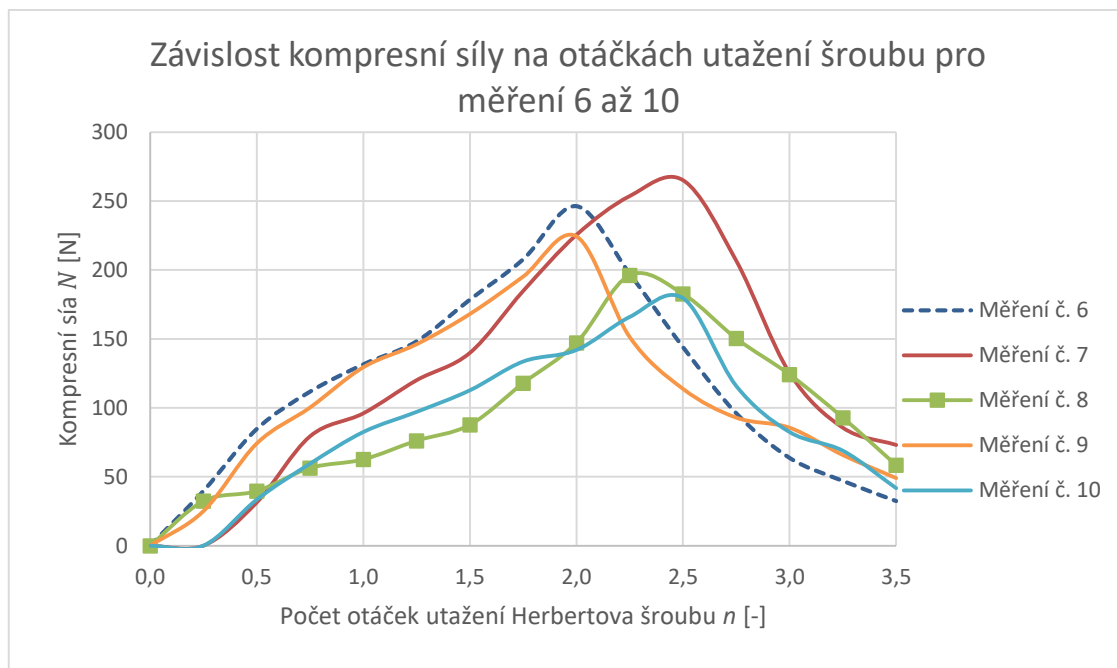
7.3 Výsledky experimentu

Pomocí převodního vztahu (7.1), uvedeného v předchozí podkapitole, jsou získané hodnoty převedeny na kompresní sílu. Graf 7.1 a graf 7.2 zobrazují závislost kompresní osově síly působící na Herbertův šroub na počtu otáček utažení tohoto šroubu pro všechna měření. Po přibližně 2 otáčkách začínají křivky dosahovat svého maxima, v tomto místě dochází ke stržení závitu Herbertova šroubu v kosti a kompresní síla začíná klesat. Maximální síla působila na šroub při měření č. 1, při dotažení na 2,5 otáčky vznikla kompresní osová síla o hodnotě 266 N. Oblast od 1,75 do 3 otáček utažení Herbertova šroubu lze vnímat jako rizikovou oblast stržení závitu v kosti, které odpovídá kompresní

síla 180 N až 266 N. Při stržení závitu v kosti dochází k překročení meze pevnosti kosti a ke s tím spojeným plastickým deformacím.



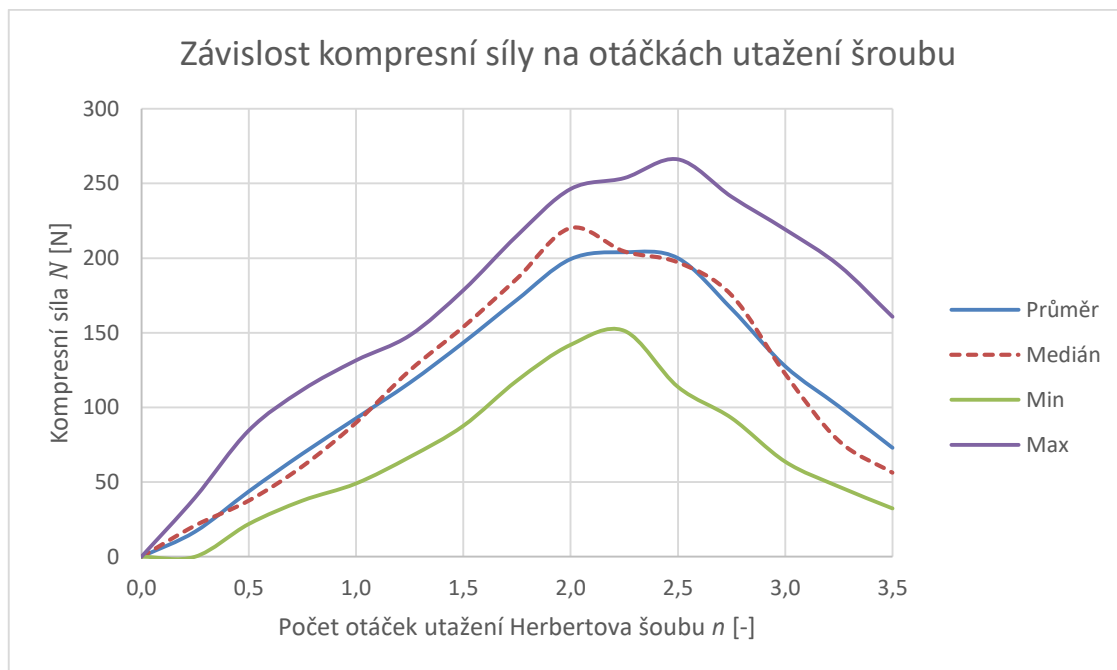
Graf 7.1 Závislost kompresní síly na otáčkách utažení Herbertova šroubu pro měření č. 1 až 5



Graf 7.2 Závislost kompresní síly na otáčkách utažení Herbertova šroubu pro měření č. 6 až 10

Dále je všech 10 měření statisticky zpracováno, je stanoven aritmetický průměr, medián, minimum a maximum závislosti kompresní síly N [N] na otáčkách utažení Herbertova šroubu n [-]. Tyto závislosti jsou znázorněny grafem 7.3. Největší průměrná kompresní síla je 204 N a působí na šroub při utažení na 2,25 otáčky, poté dojde ke stržení

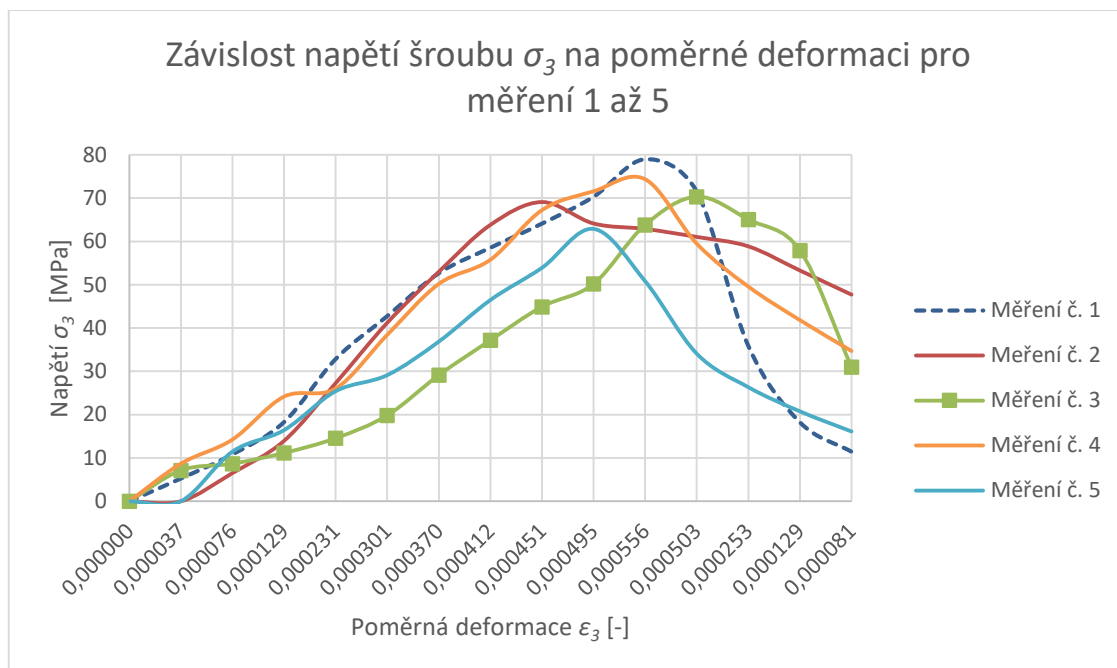
závitu v kosti a kompresní síla začne klesat. Nejvyšší mediánová hodnota normálové kompresní síly působí na šroub při 2 otáčkách utažení a její hodnota je 220 N. Maximální a minimální naměřené hodnoty síly tvoří obálku mediánové křivce a aritmetickému průměru kompresní síly N .



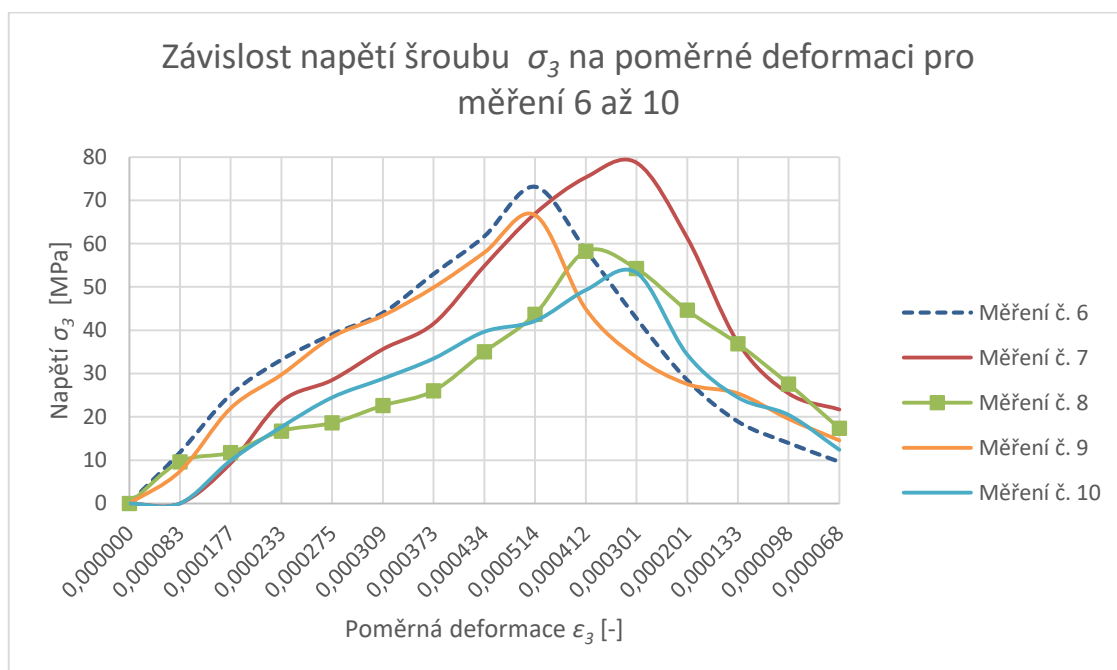
Graf 7.3 Statistické vyhodnocení závislosti kompresní síly na otáčkách utažení Herbertova šroubu

Grafy 7.4 a 7.5 zobrazují závislost maximálního inženýrského napětí ve šroubu σ_3 na poměrné deformaci. Napětí je vypočítáno pro střední nezávitovou část šroubu pomocí vztahu (6.21) z předchozí kapitoly 6.

Nejvyššího inženýrského napětí 79 MPa je dosaženo při 1. měření, toto napětí odpovídá poměrné deformaci 0,000556.



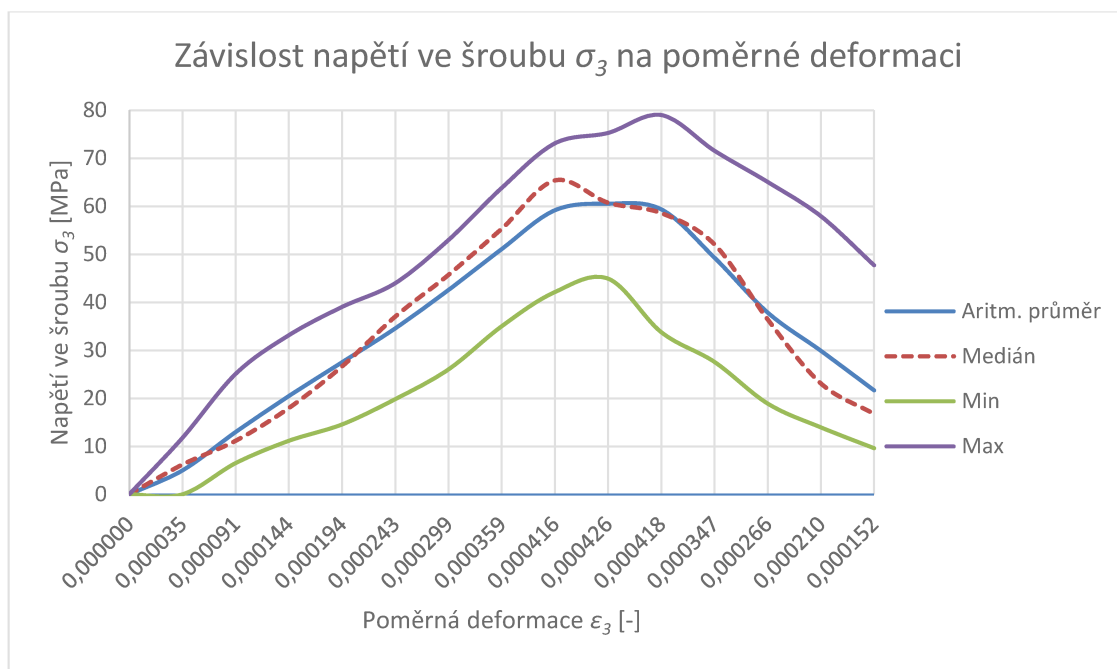
Graf 7.4 Závislost inženýrského napětí ve střední (nezávitové) části šroubu na poměrné deformaci pro měření č. 1 až 5



Graf 7.5 Závislost inženýrského napětí ve střední (nezávitové) části šroubu na poměrné deformaci pro měření č. 6 až 10

Statistické zpracování závislosti inženýrského napětí střední části šroubu na poměrné deformaci je zobrazeno grafem 7.6. Při hodnotě poměrné deformace 0,000426 dosahuje

průměrné inženýrské napětí v Herbertově šroubu hodnoty 60,5 MPa. Celková maximální hodnota je 79 MPa.



Graf 7.6 Statistické vyhodnocení závislosti napětí ve střední části šroubu na poměrné deformaci

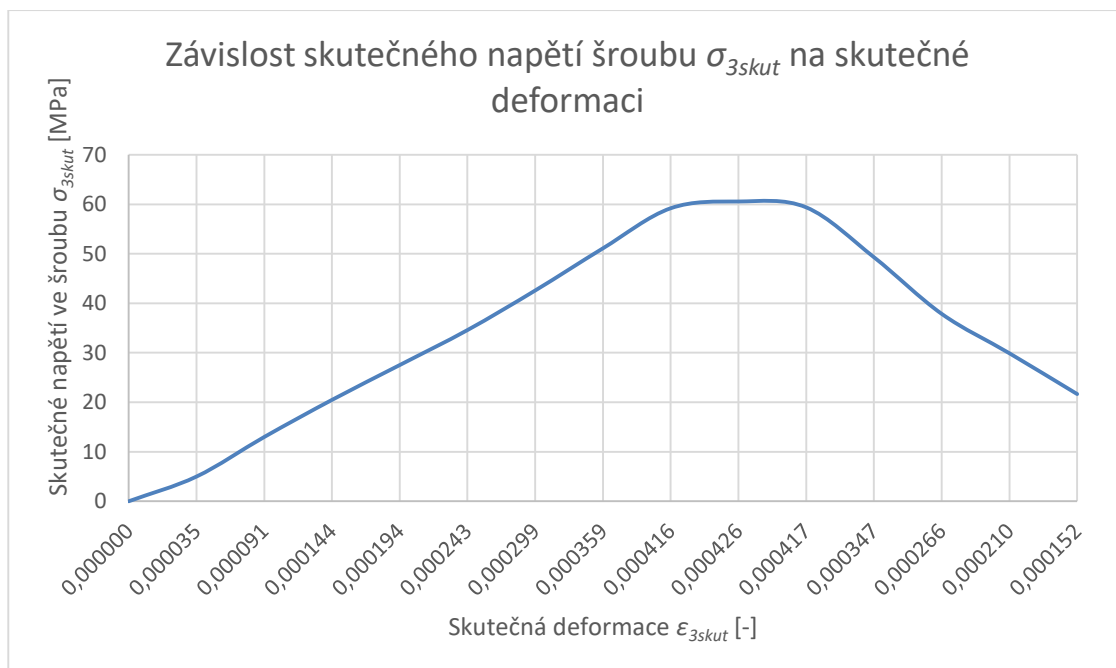
Graf 7.7 zobrazuje aritmetický průměr závislosti skutečného napětí ve šroubu σ_{3skut} na skutečné deformaci ε_{3skut} . Platí vztahy (7.2) a (7.3).

$$\sigma_{3skut} = \sigma_3 \cdot (1 + \varepsilon_3), \quad (7.2)$$

$$\varepsilon_{3skut} = \ln(1 + \varepsilon_3), \quad (7.3)$$

kde σ_3 je inženýrské (smluvní) napětí ve šroubu a ε_3 je poměrná deformace.

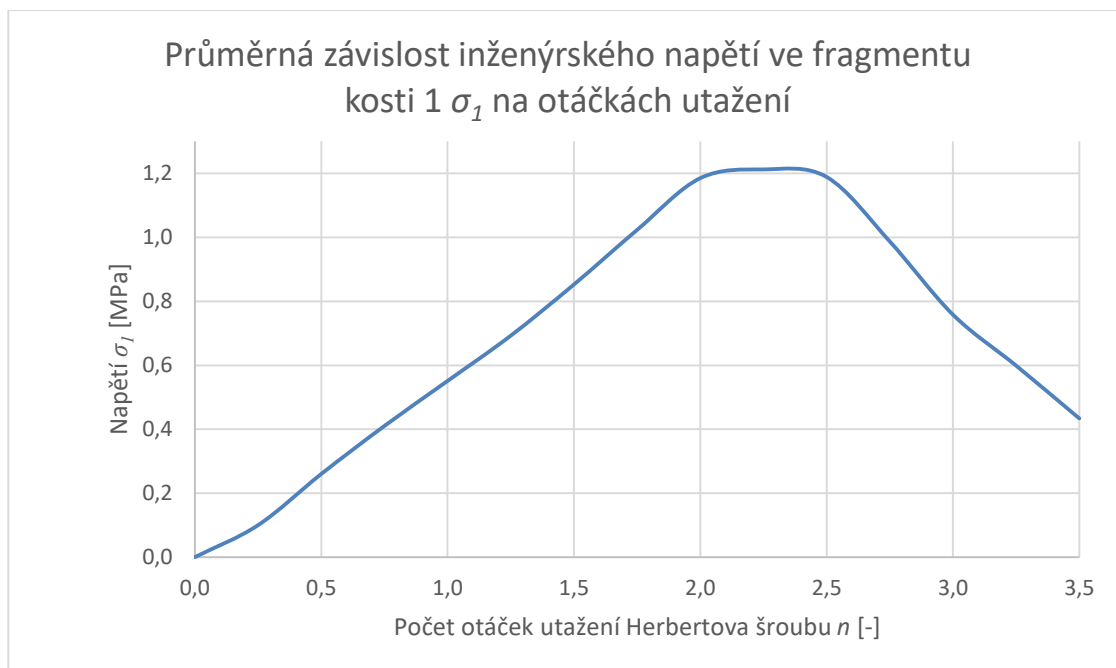
Skutečné napětí lépe odpovídá skutečnosti, protože počítá s faktem, že při namáhání tělesa se mění také jeho průřez. Proto se zejména v oblasti velkých deformací skutečné napětí liší od napětí smluvního, které změnu průřezu tělesa neuvažuje. Nicméně nevýhodou je, že skutečné napětí do výpočtů vnáší nelinearitu.



Graf 7.7 Průměrná závislost skutečného napětí ve střední části šroubu na logaritmické deformaci

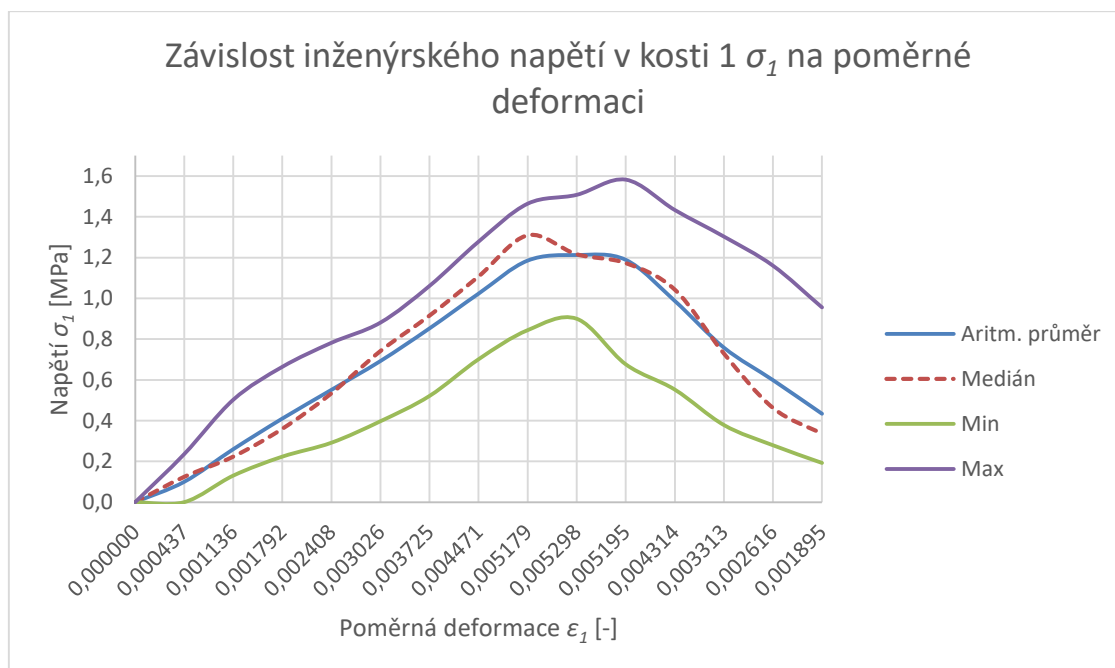
Grafy 7.6 a 7.7 se od sebe příliš neliší, důvodem je, že závislost skutečného napětí na skutečné deformaci se výrazněji liší v oblasti velkých deformací. Při utahování šroubu nedošlo k velkým deformacím přímo na šroubu, což se projevilo také na skutečném napětí.

Graf 7.8 zobrazuje inženýrské napětí ve fragmentu kosti 1 σ_1 v závislosti na počtu otáček utažení Herbertova šroubu. Maximální hodnota napětí dosahuje 1,21 MPa při 2,25 otáčkách. Při této hodnotě napětí také dojde k poškození kosti a stržení závitu v 1. fragmentu kosti. Tuto hodnotu lze brát jako mez pevnosti tohoto kostního fragmentu. Napětí je vypočítáno ze vztahu (6.19), který je odvozen v předchozí kapitole v analytickém řešení.



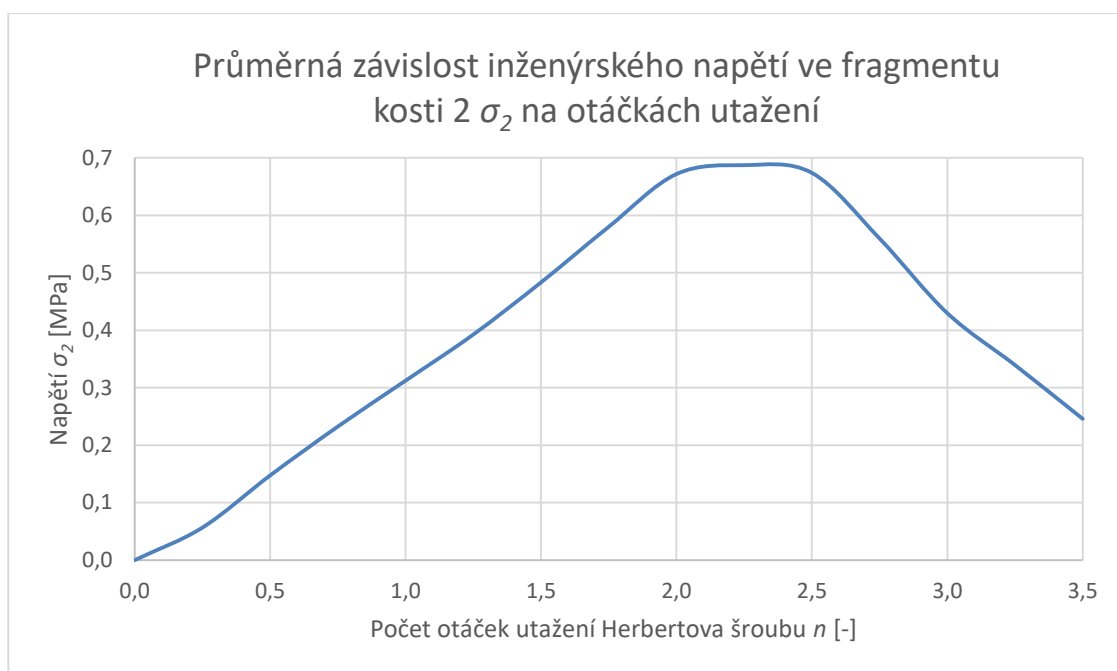
Graf 7.8 Průměrná závislost napětí v 1. kosti na počtu otáček utažení

Graf 7.9 zobrazuje závislost napětí 1. fragmentu kosti σ_1 na poměrné deformaci ε_1 , nejvyšší hodnota napětí je 1,21 MPa. Tato hodnota odpovídá poměrné deformaci 0,0053.



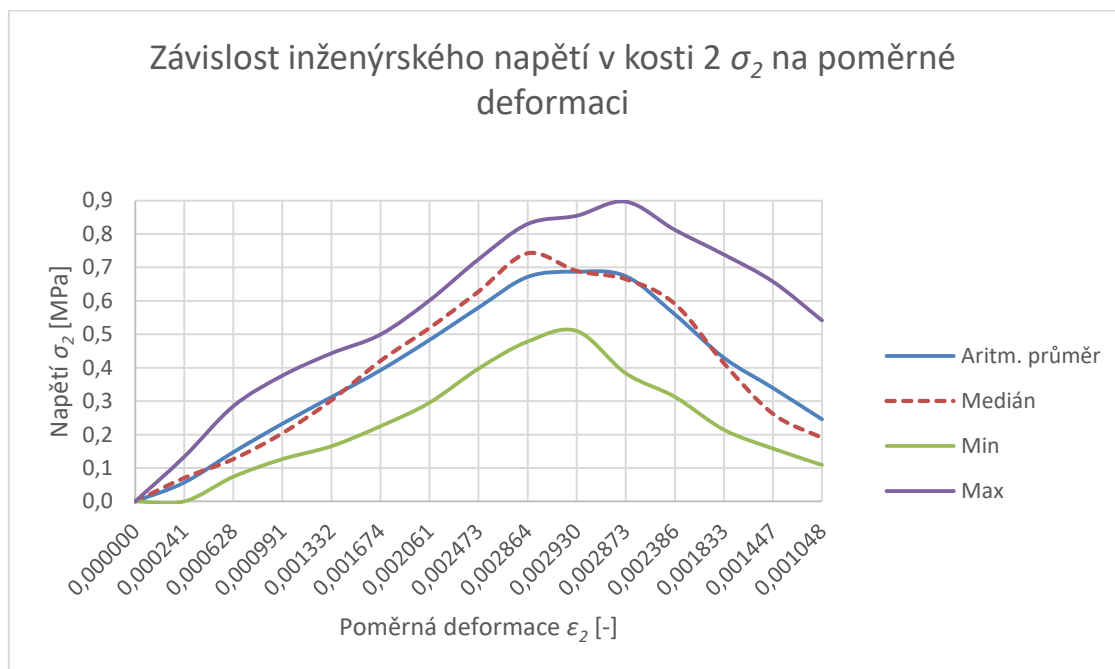
Graf 7.9 Statistické vyhodnocení závislosti napětí v 1. kosti na poměrné deformaci fragmentu 1. kosti

Na grafu 7.10 lze vidět průběh inženýrského napětí v kosti 2 σ_2 v závislosti na otáčkách utažení Herbertova šroubu n . Nejvyšší napětí má hodnotu 0,687 MPa, poté dojde ke stržení závitu v kosti. Napětí je vypočteno pomocí vztahu (6.20) z předchozí kapitoly 6.



Graf 7.10 Průměrná závislost inženýrského napětí ve 2. kosti na počtu otáček utažení

Graf 7.11 zobrazuje statistické vyhodnocení závislosti inženýrského napětí σ_2 na poměrné deformaci fragmentu 2. kosti ϵ_2 . Maximální napětí dosahuje hodnoty 0,687 MPa a odpovídá poměrné deformaci 0,00293.



Graf 7.11 Statistické zpracování závislosti inženýrského napětí v 2. kosti na poměrné deformaci fragmentu 2. kosti

8 Srovnání výsledků

V této kapitole jsou porovnány hodnoty a procentuální chyby výsledků z analytické části, pravděpodobnostní (stochastické) části a z experimentu.

Tabulka 8.1 porovnává hodnoty normálové síly analytických (deterministických) a experimentálního řešení v závislosti na otáčkách utažení.

Tab. 8.1: Srovnání normálové síly v závislosti na otáčkách utažení šroubu

Počet otáček utažení [-]	Normálová síla N [N]				
	Analytické řešení (kapitola 6)	Experiment (kapitola 7)			
		Aritmetický průměr	Medián	Maximum	Minimum
0	0	0	0	0	0
0,25	23,5	16,8	20,9	39,7	0
0,5	47,0	43,7	37,6	84,5	21,9
0,75	70,4	69,0	60,5	111,7	37,6
1	93,9	92,7	89,8	131,5	49,0
1,25	117,4	116,5	124,7	148,2	66,8
1,5	140,9	143,4	154	178,5	87,7
1,75	164,3	172,1	186,3	215,0	118,0
2	187,8	199,4	220,2	246,3	142,0
2,25	211,3	204,0	204,6	253,6	151,0
2,5	234,8	200,0	197,3	266,2	113,8
2,75	258,2	166,1	175,3	241,1	92,9
3	281,7	127,5	122,6	219,2	63,7
3,25	305,2	100,7	77,8	195,2	47,0
3,5	328,7	73,0	56,4	160,7	32,4

V tabulce 8.2 jsou porovnány procentuální chyby experimentálního řešení (jeho aritmetický průměr a medián) vzhledem k řešení analytickému. Je zřejmé, že při otáčkách utažení větších než 2,25 chyba výrazně roste. Tento jev je způsoben tím, že při této hodnotě utažení Herbertova šroubu došlo ke stržení závitu v kosti a tedy k lokálnímu překonání meze pevnosti kosti. Normálová síla získaná měřením tedy začne klesat, ale síla vypočtená analyticky a stochasticky nadále roste. Po stržení závitu v kosti by se dalo předpokládat, že síla prudce poklesne. Pozvolný pokles síly lze vysvětlit existencí třecích sil při styku šroubu s kostí a také vznikem elastoplasticity v tomto místě, kdy dochází k neúplnému opotřebení kosti.

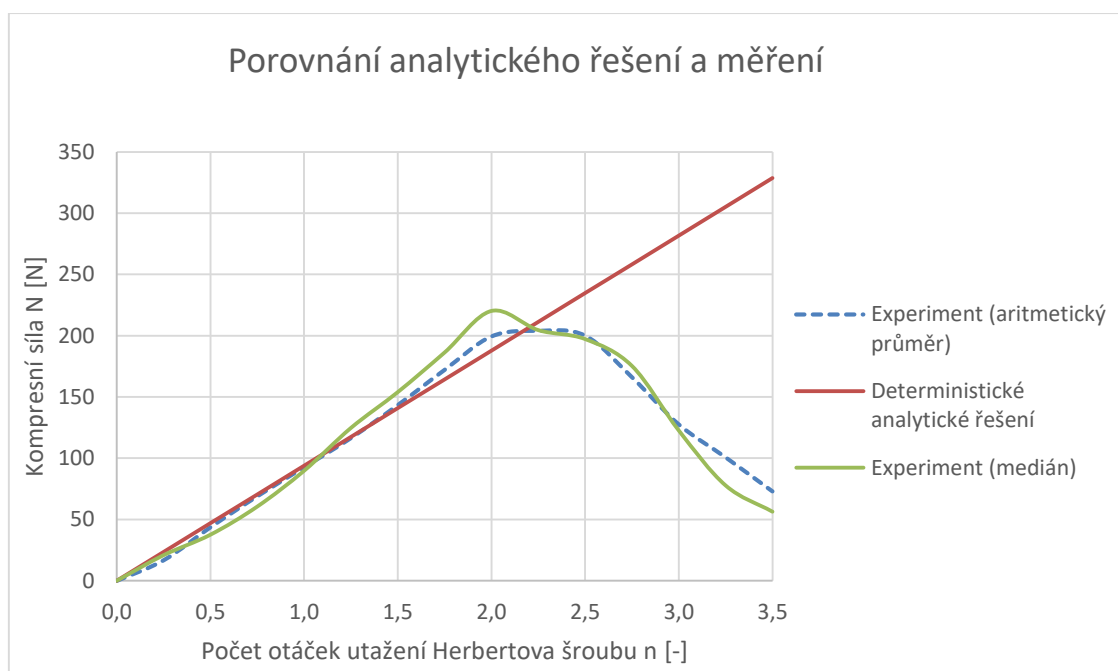
Větší chyba u 0,25 otáčky může být způsobena tím, že při 4 měření z 10 nedošlo hned k zachycení závitů Herbertova šroubu do kosti. Závity šroubu se v těch případech zachytily do hmoty kosti až při 0,5 otáčkách. Z tohoto důvodu je také hodnota 0,25 otáčky použita jako koeficient prodlevy utažení šroubu v analytickém a stochastickém výpočtu.

Hodnoty chyb lze ve sledované elastické oblasti, tedy do stavu než dojde k překročení meze úměrnosti, považovat za vyhovující.

Tab. 8.2: Procentuální srovnání normálové síly v závislosti na otáčkách utažení šroubu

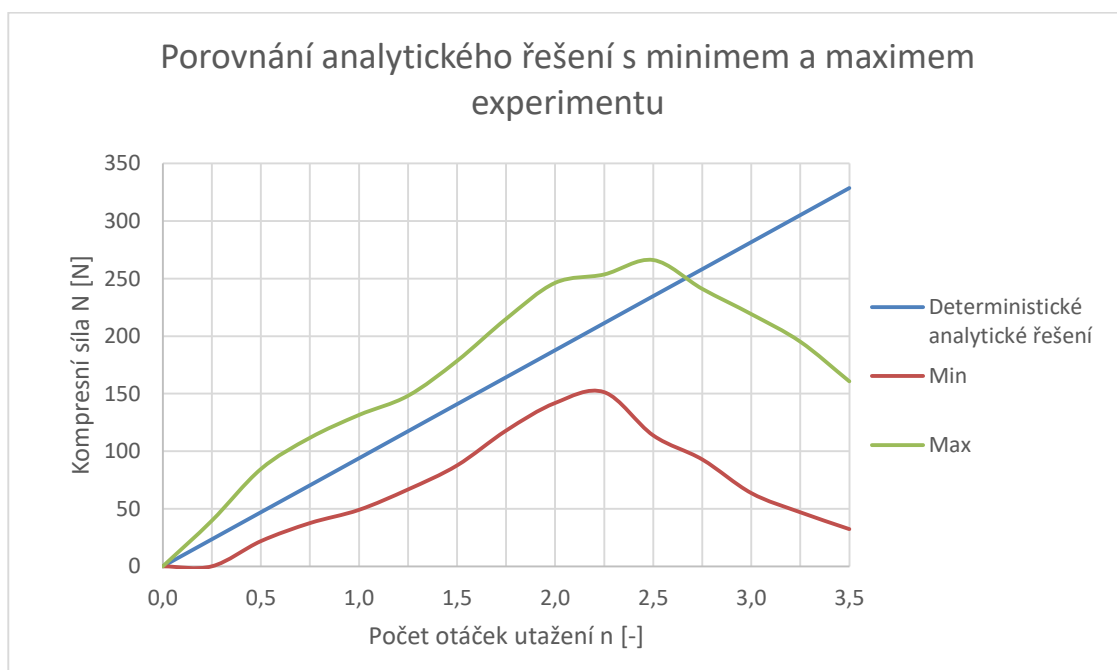
	Počet otáček utažení	Analytické řešení	Experiment (aritmetický průměr)	Průměrná chyba	Experiment (medián)	Průměrná chyba
Před stržením závitu	0	0 %	0 %	4,5 %	0 %	9,8 %
	0,25	0 %	19,2 %		11 %	
	0,5	0 %	6,9 %		19,9 %	
	0,75	0 %	2,0 %		14,1 %	
	1	0 %	1,3 %		4,4 %	
	1,25	0 %	0,8 %		6,2 %	
	1,5	0 %	1,1 %		9,3 %	
	$n_{lim} = 1,75$	0 %	4,7 %		13,4 %	
Po stržení závitu	2	0 %	6,1 %		17,2 %	
	2,25	0 %	3,5 %		3,2 %	
	2,5	0 %	14,8 %		16,0 %	
	2,75	0 %	35,7 %		32,1 %	
	3	0 %	54,7 %		56,5 %	
	3,25	0 %	67,0 %		74,5 %	
	3,5	0 %	77,8 %		82,8 %	

Komparace analyticky vypočítané a naměřené normálové síly je znázorněna také grafem 8.1. Z grafu je patrné, že v lineární elastické oblasti do hodnoty $n_{lim} = 1,75$ otáček utažení Herbertova šroubu nedochází k výrazné odchylce analytického řešení a měření, tedy závit není stržen. Pro tuto hodnotu otáček je z tohoto důvodu provedeno také pravděpodobnostní řešení.



Graf 8.1 Porovnání naměřené a analyticky vypočtené normálové síly (zpracováno 10 měření)

Grafem 8.2 jsou porovnány maximální a minimální hodnoty kompresní síly N [N] získané z 10 měření v závislosti na otáčkách šroubu n [-] a analytické řešení této síly v závislosti na otáčkách utažení šroubu. Z grafu je patrné, že maximální a minimální naměřené hodnoty tvoří obálku analytického řešení v dané oblasti.



Graf 8.2 Porovnání naměřených extrémů a analyticky vypočtené normálové síly (zprac. 10 měření)

V následující tabulce 8.3 jsou uvedeny a porovnány hodnoty, které byly získány analytickým řešením (kapitola 6.1), pravděpodobnostním řešením (kapitola 6.2) a měřením

(kapitola 7). Experimentální hodnota je zde dána jako průměrná hodnota ze všech měření. Všechny uvedené hodnoty odpovídají 1,75 otáčkám utažení Herbertova šroubu, při které ještě nedojde ke stržení závitu v kosti. Tato hodnota byla vybrána z toho důvodu, že je to nejvyšší hodnota, při které se naměřená síla chová lineárně a nedochází k výrazné odchylce od analytického řešení, byl pro ni proto také proveden stochastický výpočet. Z tabulky je patrné, že chyby mezi jednotlivými hodnotami jsou téměř zanedbatelné a stochastické řešení dobře respektuje reálnou variabilitu proměnných.

Tab. 8.3: Srovnání výsledků z analytické, stochastické a experimentální části pro 1,75 otáček utažení Herbertova šroubu

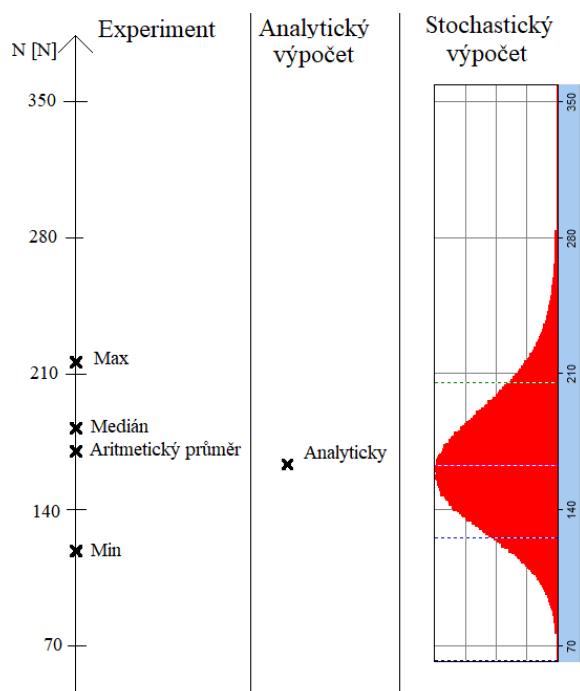
Veličina	Analytické řešení	Stochastické řešení	Experiment (aritmetický průměr)
Δ_3	0,0103 mm	$0,0102^{+0,0118}_{-0,0062}$ mm	0,01078 mm
Δ	0,2625 mm	$0,2624^{+0,058}_{-0,0521}$ mm	0,275 mm
N	164,3 N	$162,6^{+195,3}_{-99,9}$ N	172,1 N
σ_1	0,98 MPa	$0,97^{+0,76}_{-0,44}$ MPa	1,02 MPa
σ_2	0,55 MPa	$0,55^{+0,97}_{-0,39}$ MPa	0,58 MPa
σ_3	48,8 MPa	$48,27^{+57,71}_{-29,75}$ MPa	51,1 MPa

Tabulka 8.4 uvádí procentuální srovnání chyb z hodnot uvedených v přechozí tabulce 8.3. Tyto chyby jsou vypočteny vzhledem k analytickému výpočtu. Žádná chyba nepřekračuje hodnotu 5 %, což lze považovat za velmi uspokojivý výsledek odpovídající přesnosti požadované ve strojírenství.

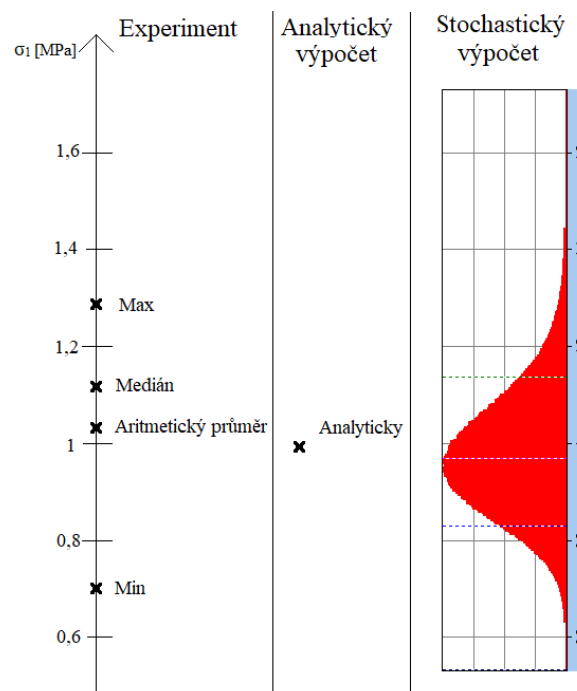
Tab. 8.4: Procentuální srovnání výsledků z analytické, stochastické a experimentální části pro 1,75 otáček utažení Herbertova šroubu

Veličina	Analytické řešení	Stochastické řešení	Experiment (aritmetický průměr)
Δ_3	0 %	0,97 %	4,7 %
Δ	0 %	0,04 %	4,8 %
N	0 %	1 %	4,7 %
σ_1	0 %	1,02 %	4,1 %
σ_2	0 %	0 %	4,5 %
σ_3	0 %	1,01 %	4,7 %

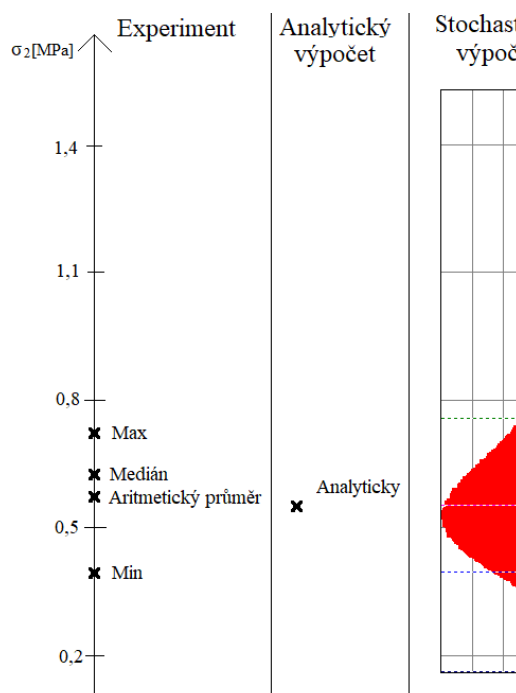
Na obrázku 8.1, 8.2, 8.3 a 8.4 lze postupně vidět porovnání výsledků normálové síly, inženýrské napětí v kosti 1 σ_1 , inženýrské napětí v kosti 2 σ_2 a inženýrské napětí ve šroubu získaných jednotlivými metodami, tedy experimentem (z 10 měření), deterministickým analytickým výpočtem a stochastickým výpočtem. Všechny porovnávané výsledky odpovídají 1,75 otáčkám utažení šroubu.



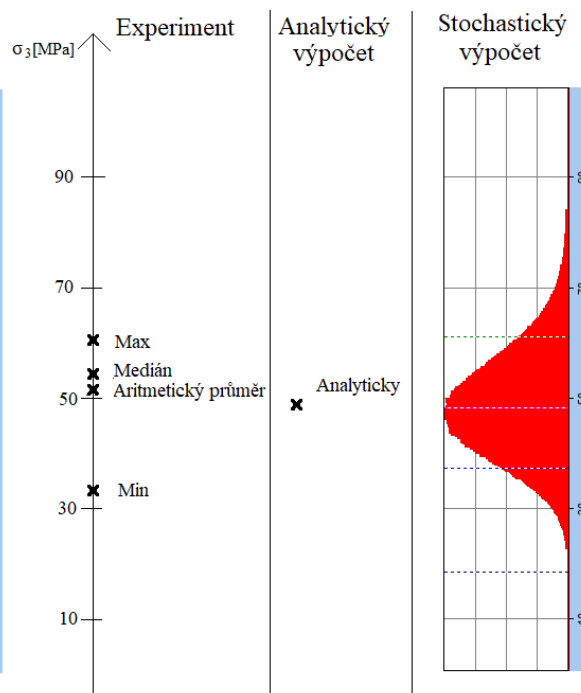
Obr. 8.1 Srovnání výpočtů normálové síly



Obr. 8.2 Srovnání výpočtů napětí σ_1



Obr. 8.3 Srovnání výpočtů napětí σ_2



Obr. 8.4 Srovnání výpočtů napětí σ_3

9 Poznatky k dalšímu rozvoji

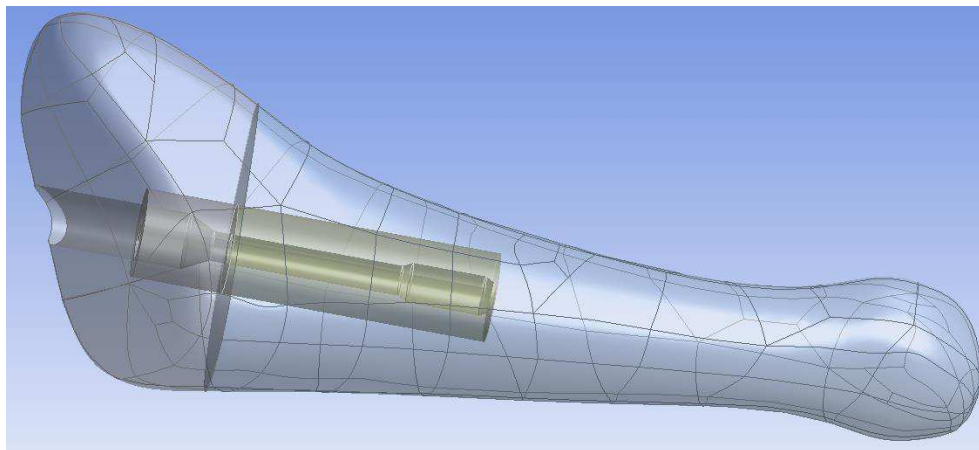
V budoucnu lze provést několik úprav a rozšíření, které by pomohly tuto práci rozvinout.

Lze provést další měření, pomocí kterých budou určeny závislosti krouticího momentu a třecích sil působících při utahování Herbertova šroubu do kosti. Dále by bylo zajímavé provést měření na jiných typech šroubů. Herbertovy šrouby se mohou lišit rozměry nebo stoupáním závitů, existují také šrouby s proměnlivým stoupáním závitů.

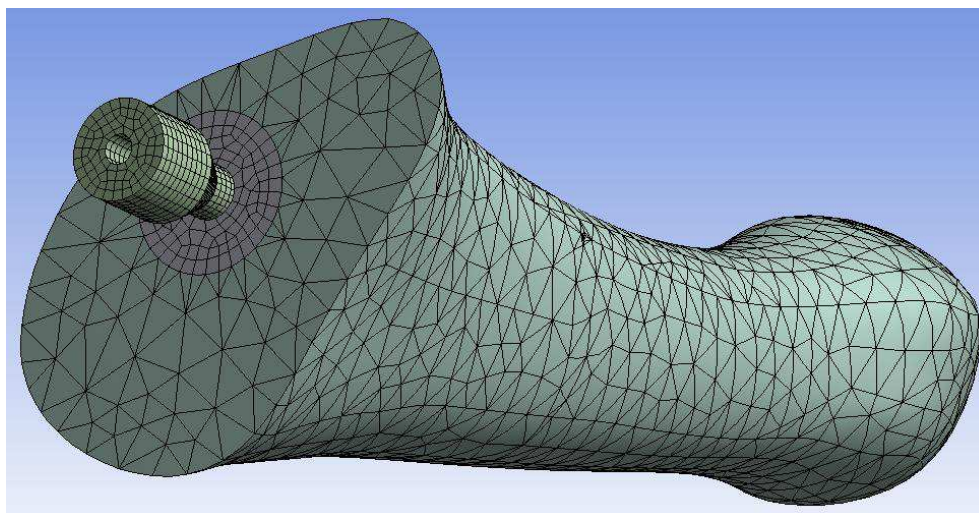
V této práci byly využity pouze vepřové kosti. Další možnou úpravou experimentu je provést měření na kadáverech lidských metatarsálních kostí nebo kostí z jiných částí těla, popřípadě na kostech jiných zvířat (např. hovězí, telecí, skopová apod.).

Jinou úpravou by mohlo být provedení experimentu, který by byl zaměřen na další způsoby zatěžování šroubu, např. na získání závislostí při ohybu šroubu nebo provedení únavových testů šroubu.

Další možností je rozvoj pravděpodobnostních metod, například lze do výpočtu metodou SBRA zavést větší počet otáček a tím popsat celý proces utahování Herbertova šroubu. Zajímavé by bylo také porovnání výsledků s výpočtem pomocí MKP, což je naznačeno na obrázcích 9.1 a 9.2.



Obr. 9.1 Geometrie MKP



Obr. 9.2 Síť MKP

Přínosné by byly také úpravy analytického výpočtu, při kterém se dá využít kupříkladu tečný pružný podklad, který lépe respektuje rozložení třecích sil. Více informací lze získat např. z dizertační práce [35], která se problematikou pružného podkladu blíže zabývá.

Dále je možné do analytického modelu zavést vliv ohybu nebo velké deformace (skutečné napětí a logaritmickou deformaci, jak je již naznačeno a částečně řešeno i v této práci). Tato úprava by vedla k nelinearitě v modelu. Úloha tahu-tlaku je diferenciální rovnice 2. řádu, díky použití slabé formulace (nebo vhodné substituce) se řád diferenciální rovnice sníží o 1 a úloha bude nadále nelineární, ale analyticky a numericky řešitelná.

10 Závěr

Hlavním cílem mé diplomové práce bylo provést napětově-deformační a experimentální analýzu Herbertova bezhlavičkového šroubu, který je určen k fixaci zlomeniny 5. metatarsu a posoudit jeho spolehlivost pro použití v lékařské praxi. Tato práce se skládala z teoretické a praktické části.

V teoretické části práce byla popsána anatomie lidského těla, se zaměřením na dolní končetinu, kosti nohy a zejména 5. metatars. Dále se práce věnovala zlomeninám kostí, byly popsány jednotlivé typy zlomenin a mechanismy k nim vedoucí. Největší pozornost byla v teoretické části věnována léčbě a fixaci zlomenin 5. metatarsu a to převážně osteosyntézou. Také byly popsány jednotlivé možnosti osteosyntézy 5. metatarsu a typy používaných implantátů (šrouby, dlahy, Kirschnerovy dráty). Z těchto implantátů byl vybrán bezhlavičkový Herbertův šroub, který byl dále analyzován v praktické části.

Praktická část byla zaměřena na provedení pevnostní analýzy a posudku spolehlivosti prototypu Herbertova bezhlavičkového šroubu Ti;4,0/1,4x30/7 mm od firmy MEDIN a.s. Takové fixační implantáty se běžně používají v lékařské praxi. Díky rozdílnému stoupání závitů dojde k přitažení kostních fragmentů k sobě a následné kompresi v místě zlomeniny, což umožňuje zhojení zlomeniny. Nejprve byl proveden analytický (deterministický) výpočet, který byl, oproti stávajícím výpočtům dohledatelným v literatuře (např. [27]), rozšířen nově o vliv snímače síly a zahrnul také vliv vzniklé tečné síly. Analytický výpočet byl definován jako úloha tahu-tlaku, tato úloha pružnosti je jedenkrát staticky neurčitá, což k úspěšnému vyřešení vyžaduje použití deformační podmínky. Reálná zlomenina je namáhána také ohybem, ovšem při chirurgickém zákroku je dominantní namáhání kosti tlakem a šroubu tahem. Výhodou tohoto modelu je jeho jednoduchost, srozumitelnost, nenáročnost na výpočtovou techniku a variabilita použití.

Na analytický model byly dále aplikovány pravděpodobnostní (stochastické) metody (výpočet za použití metody SBRA), jejichž výhodou je přesnější zachycení reality díky využití stochastického charakteru vstupních i výstupních veličin. V úlohách implantátů je aplikace stochastických řešení stále velkou novinkou. Smyslem tohoto výpočtu bylo zjistit pravděpodobnost, s jakou dojde ke stržení závitu v kosti. K tomuto nežádoucímu jevu dojde podle výpočtu, který je realizován programem Anthill, ve 4,93 % operací. Toto riziko je samo o sobě malé, přičemž pokud dojde ke stržení závitu při operativním výkonu, lze použitý šroub nahradit šroubem většího průměru, což nebezpečí pro pacienta opět sníží. Z tohoto důvodu je bezpečné používat tento šroub v praxi.

V neposlední řadě byl také proveden a vyhodnocen experiment skládající se z 10 měření, který byl zaměřen primárně na stanovení kompresních normálových sil, které působí na Herbertův šroub při utahování. K experimentu byly využity běžné dostupné vepřové kosti z nožiček, mezi které byl vložen snímač tlakové síly s otvorem. V první fázi experimentu byl zjištěn potřebný utahovací moment, hodnota tohoto momentu byla stanovena na 2,5 Nm. Postupně byly dále vyhodnoceny závislosti kompresní síly na počtu otáček utažení Herbertova šroubu pro všechna měření a dále průměrná, mediánová, maximální a minimální hodnota kompresní osově síly v závislosti na počtu otáček utažení. Z této závislosti bylo určeno, že nejvyšší průměrná síla potřebná ke stržení závitu v kosti je 204 N.

V další části experimentu bylo analyzováno maximální inženýrské i skutečné napětí, které působilo ve šroubu, napětí působící ve fragmentu kosti 1 a ve fragmentu kosti 2 se svými průměrnými a mediánovými hodnotami. Tato napětí byla opět vyhodnocena v závislosti na počtu otáček utažení Herbertova šroubu a bylo stanoveno průměrné napětí, při jehož dosažení dojde ke stržení závitu v kosti.

Výsledky získané těmito metodami byly na závěr porovnány. Z tohoto porovnání vyplynulo, že použití metody konečných prvků k ověření výsledků není nezbytné. Experimentální data a analytický výpočet si ve sledované oblasti odpovídají s minimální chybou. Výsledky experimentu tedy potvrzují správnost deterministického a stochastického přístupu. Dále byla vypsána doporučení a poznatky vedoucí k dalšímu rozvoji problematiky.

Aplikace a závěry získané v této práci je možné použít i pro jiné obory, např. ve stavebnictví při analýze spojů dřevěných konstrukcí. Experiment je také plánováno použít jako jednoduchý biomechanický experiment do výuky. Společně s vedoucím práce připravujeme publikování získaných výsledků ve WOS či Scopusu.

11 Seznam použitých pramenů

- [1] Čihák, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] Elaine N. Marieb, R. N., Ph.D.; Jon Mallatt, Ph.D. Anatomie lidského těla. CP Books: Brno, 2005. ISBN 80-251-0066-9.
- [3] Jelínek, Jan; Zicháček, Vladimír. Biologie pro gymnázia. Nakladatelství Olomouc. ISBN 978-80-7182-213-4.
- [4] František Hudek. Kostra - stavba kosti a kloubu. In: zsjarose [online]. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://vyuka.zsjarose.cz/data/swic/lessons/559.jpg>
- [5] Stavba krátkých a plochých kostí [online]. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/kosti_stavba_ploche.php
- [6] Kostra dolní končetiny [online]. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://www.lidsketelostranky.estranky.cz/img/original/8/05-kostra-dolni-koncetiny.png>
- [7] Zlomenina. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-2016 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Zlomenina>
- [8] Typy zlomenin a jejich dislokace [online]. [cit. 2018-09-01]. Dostupné z: http://lf1.cz/wp-content/uploads/255-ortopedie_-_traumatologie.pdf
- [9] Typy zlomenin a jejich dislokace. In: WikiSkripta [online]. MEFANET, 2016 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Typy_zlomenin_a_jejich_dislokace
- [10] Markéta Vojtová. Poranění a zlomeniny kostí [online]. Hradec Králové: zshk.cz. [cit. 2018-09-01]. Dostupné z: <http://www.zshk.cz/files/zlomeniny.pdf>
- [11] Osteosyntéza a její principy. In: WikiSkripta [online]. MEFANET, 2016 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Osteosynt%C3%A9za_a_jej%C3%AD_principy
- [12] Traumatologie II. [online]. Markéta Bednářová, 2010. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://www.szsmc.cz/admin/upload/sekce_materialy/Traumatologie_II.pdf

- [13] Lisa A. Pruitt; Ayyana M. Chakravartula: Mechanics of biomaterials. Cambridge University Press, 2011. ISBN 978-0-521-76221-2.
- [14] Příbylová, Martina. Ošetrovatelská péče u pacienta se zevním fixátorem [online]. České Budějovice, 2012. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce: Mgr. František Dolák. Dostupné z: https://theses.cz/id/xatv5x/Pibylov_BP.pdf
- [15] Fractures of the Fifth Metatarsal [online]. 2018. [cit. 2018-04-30]. Dostupné z: <https://www.foothealthfacts.org/conditions/fractures-of-the-fifth-metatarsal>
- [16] Ortopedie nohy. In: ortopedienohy.cz [online]. 2016. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <https://www.ortopedienohy.cz/zlomenina-tela-pate-nartni-kosti>
- [17] Bowes, Julia; Buckley, Richard. Fifth metatarsal fractures and current treatment [online]. World Journal of Orthopedics 2016. [cit. 2017-11-24]. DOI: 10.5312/wjo.v7.i12.793. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5155254/>
- [18] Kirschnerovy dráty a K-dráty. In: Medin [online]. Česká republika: MEDIN, a.s., 2018 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://medin.cz/kirschnerovy-draty-a-k-draty>
- [19] Jones Fracture Animated Surgical Technique. In: Acumed [online]. Oregon: Acumed, 2018 [cit. 2018- 01-09]. Dostupné z: <http://www.acumed.net/products/screw-pin/acutrak-2/acutrak-2-47>
- [20] Nártní kost. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): WikimedianFoundation, 2001-2016 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/0/04/Ossa_metatarsalia.svg/400px-Ossa_metatarsalia.svg.png
- [21] Massada, Marta Maria Teixeira de Oliveira. Intramedullary screw fixation of proximal fifth metatarsal fractures in athletes [online]. Acta Orthopaedica Bras. 2012. [cit. 2017-11-24]. DOI: 10.1590/S1413-78522012000500003. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3718439/>
- [22] Scott, R. T.; Hyer, C. F.; DeMill, S. L. Screw fixation diameter for fifth metatarsal jones fracture: a cadaveric study [online]. The Journal of Foot and Ankle Surgery 2015.

[cit. 2017-11-24]. DOI: 10.1053/j.jfas.2014.11.010. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25624041>

[23] Pokroky v operační léčbě zlomenin. [online]. In: SANQUIS 2006. [cit. 2017-11-24]. Dostupné z: <http://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=art226>

[24] 5th Metatarsal Fracture System - Surgical Technique Guides. In: Arthrex [online]. Florida: Arthrex Inc., 2017 [cit. 2017-11-24]. Dostupné z: https://d1psc3qesfsa61.cloudfront.net/pdfs/LhGDHgsCCU63LQFGztwkHA/LhGDHgsCCU63LQFGztwkHA.pdf?Expires=1511089788&Signature=GYwhVtJuoZUWevD0C1utp3KwAG-fLvonSmoaAtB7cUxx2liKLE0pzs1mZMCISwaeLXbS-f9Jo184O8vM1Zlg3e~gqowU956ZK45-qTqDZk5OyWWEDrmVX8wrIBTSWgk3gmKE~pyd8ZI2LTQTzzBN9aqmln-Nh5hQvblUUfzdugx0HNHzOegxMoQiY46Nn7mLj70zr06DZhi0Z6KN3pQRVUUgNrWpBNhskXfAFuU9V4xAfVr5fxaWH6y0OcXtcxGFWpbRrulloxJtHDrKCsRQ6U6~L1Q8TIMkoT3canx1e4fRq61PLIV0uzaMycB27~gqJJC6z81HL4wi2I4L8~O~Ag_&Key-Pair-Id=APKAJMGJRW6JX5OBM5LA

[25] Pramod Kerkar. Jones Fracture or 5th Metatarsal Fracture: Causes, Symptoms, Treatment- Cast, Rehab. In: ePainAssist [online]. 2014. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <https://www.epainassist.com/sports-injuries/foot-and-heel-injuries/jones-fracture-or-5th-metatarsal-fracture>

[26] Fifth Metatarsal Fracture Surgery. In: Orthopaedic Foot & Ankle Foundation [online]. 2018. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://www.aofas.org/footcaremd/treatments/Pages/Fifth-Metatarsal-Fracture-Surgery.aspx>

[27] Hajdík, Pavel. Biomechanika - Implantáty pro osteosyntézu 5. metatarsu. Ostrava, 2017. Diplomová práce. VŠB - TUO. Vedoucí práce Doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

[28] Operační technika šrouby bezhlavičkové kanylované. In: Medin [online]. Česká republika: MEDIN, a.s., 2018 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://medin.cz/data/filecache/component/files/OP039CSR01_srouby_bezhlavickove_kanylovane_2016-12-08.pdf

[29] Acutrak 2 Surgical Technique. In: Acumed [online]. Oregon: Acumed, 2018 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://www.acumed.net/system/files/Acumed-SurgicalTechniqueAcutrak2-SPF00-02-H.pdf>

- [30] Šrouby kostní. In: Medin [online]. Česká republika: MEDIN, a.s., 2018 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: <http://medin.cz/srouby-kostni--1>
- [31] Kostní implantáty. In: MM Průmyslové spektrum [online]. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: https://www.mmspektrum.com/content/image/gallery/2012-07_12_1340274342/piska_obr_01b.jpg
- [32] Bone plate. In: Arthrex [online]. Florida: Arthrex Inc., 2018 [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: https://d30s4oigopvds.cloudfront.net/taxon-images/lapidus_hallux_valgus_correction/lapidus_hallux_valgus_correction_0-large.png
- [33] Polzer, Hans; Polzer, Sigmund; Mutschler, Wolf; Prall, Wolf C. Acute fractures to the proximal fifth metatarsal bone: Development of classification and treatment recommendations based on the current evidence. In: Injury [online]. 2012. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.injury.2012.03.010 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020138312000988>
- [34] Lee, Tae Hoon; Lee, Ji Ho; Chay, Suh Woo; Jang, Kyu Sun; Kim, Jun Hak. Comparison of clinical and radiologic outcomes between non-operative and operative treatment in 5th metatarsal base fractures (Zone 1). In: Injury [online]. 2016. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.injury.2016.05.016 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020138316301887>
- [35] Michenková, Šárka. Nelineární úlohy nosníků na pružném podkladu. Ostrava, 2017. Disertační práce. VŠB - TUO. Vedoucí práce Doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.
- [36] Zwitser, E. W.; Breederveld, R. S. Fractures of the fifth metatarsal; diagnosis and treatment. In: Injury [online]. 2010. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.injury.2009.05.035 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020138309002848?np=y&npKey=0f935>
- [37] Ramaswamy, Rajesh; Evans, Samuel; Kosashvili, Yona. Holding power of variable pitch screws in osteoporotic, osteopenic and normal bone: Are all screws created equal? In: Injury [online]. 2010. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.injury.2009.08.015 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020138309004598>
- [38] Fung, Anita; Loundagin, Lindsay L.; Edwards, W. Brent. Experimental validation of finite element predicted bone strain in the human metatarsal. In: Journal of biomechanics

[online]. 2017. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.010 Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192901730307X#f0015>

[39] Shudong, Li; Yan, Zhang; Yaodong, Gu; Ren, James. Stress distribution of metatarsals during forefoot strike versus rearfoot strike: A finite element study. In: Computers in biology and medicine [online]. 2017. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.combiomed.2017.09.018 Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482517303165>

[40] Mechanické vlastnosti kostní tkáně [online]. Karlova univerzita. [cit. 2018-01-09]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php

[41] Frydryšek, Karel. Pravděpodobnostní výpočty v mechanice 1. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2010. ISBN 978-80-248-2314-0.

[42] Bajtek, Vojtěch. Biomechanika - Zevní a vnitřní fixátory pro léčbu různých typů komplikovaných zlomenin kostí. Ostrava, 2015. Teze doktorské disertační práce. VŠB - TUO. Vedoucí práce Doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

[43] Teo, J. C. M.; Si-Hoe, K. M.; Keh, J. E. L.; Teoh, S. H. Correlation of cancellous bone microarchitectural parameters from microCT to CT number and bone mechanical properties. In: Materials, science and Engineering [online]. 2007. [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/j.msec.2006.05.003 Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493106000877>

[44] Jones fracture repair. In: Arthrex [online]. Florida: Arthrex Inc., 2018 [cit. 2018-04-30]. Dostupné z: https://d30s4oigopvds.cloudfront.net/taxon-images/jones_fracture_repair/jones_fracture_repair_0-large.png